

Aus dem Institut für Physiologie und Biokybernetik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. W. D. Keidel

Artefakte bei akustisch evozierten Potentialen

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt von
Wolfgang Leipziger
aus Nürnberg

1984



Aus dem Institut für Physiologie und Biokybernetik
der Universität Erlangen-Nürnberg

Direktor: Professor Dr. W. D. Keidel

Artefakte bei akustisch evozierten Potentialen

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Wolfgang Leipziger
aus Nürnberg

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

Dekan: Prof. Dr. F. Wolf
Referent: Prof. Dr. P. Finkenzeller
Korreferent: Prof. Dr. W.D. Keidel

Tag der mündlichen Prüfung: 23.01.1984

INHALTSVERZEICHNIS

1.	ZUSAMMENFASSUNG	1
2.	EINLEITUNG	3
3.	ARTEFAKTARTEN	
3.1	EINSTREUUNG VON MUSKELAKTIVITÄT	6
3.2	BEWEGUNGEN DER AUGEN	10
3.3	LIDSCHLAG	13
3.4	ZUNGENBEWEGUNGEN	13
3.5	BEWEGUNGEN DER KOPFES ODER DER KOPFHAUT	13
4.	DER EINFLUSS VON ARTEFAKTEN AUF DAS MITTELUNGS- ERGEBNIS	
4.1	ARTEFAKTEINFLUSS	17
4.2	KRITERIEN ZUR ABSCHÄTZUNG DES ARTEFAKTEINFLUSSES	20
5.	MASSNAHMEN ZUR VERHINDERUNG VON ARTEFAKTEN	
5.1	LAGERUNG DES PROBANDEN	22
5.2	ANWEISUNGEN AN DEN PROBANDEN	24
5.3	PLAZIERUNG DER BEZUGSELEKTRODE	25
5.4	SEDIERUNG	28

6.	MASSNAHMEN ZUR VERMINDERUNG DES ARTEFAKTEINFLUSSES	
6.1	ANALOGUE FILTERUNG	30
6.2	DIGITALE HOCH- UND TIEFPASS-FILTERUNG	33
6.3	AUSSCHLUSS ARTEFAKTENTHALTENDER EEG-ABSCHNITTE VON DER MITTELUNG	35
6.4	DRIFTKOMPENSATION UND BASISLINIENKORREKTUR	41
7.	ENTWICKLUNG ARTEFAKTSPEZIFISCHER VERFAHREN ZUR ERKENNUNG UND UNTERDRÜCKUNG VON ARTEFAKTEN	44
7.1	GLEICHSPANNUNGSARTEFAKTE	45
7.2	NIEDERFREQUENTE ARTEFAKTE	45
7.3	HOCHFREQUENTE ARTEFAKTE	52
8.	KOMBINIERTES ARTEFAKTSPEZIFISCHES VERFAHREN ZUR AUTOMATISCHEN ERKENNUNG UND UNTERDRÜCKUNG VON ARTEFAKTEN BEI DER MESSUNG SPÄTER AKUSTISCH EVOZierter POTENTIALE	57
9.	ERGEBNISSE	58
10.	DISKUSSION	64
11.	LITERATURVERZEICHNIS	66

1.

ZUSAMMENFASSUNG

Die objektive Audiometrie mit akustisch evozierten Potentialen kann mit Potentialen verschiedenster Latenz durchgeführt werden. Obwohl die späten corticalen Potentiale im Vergleich zu Potentialen kürzerer Latenz die Funktion des größten Teils der Hörbahn widerspiegeln, sie nicht invasiv und mit vergleichsweise geringem Aufwand abgeleitet werden können, werden zur objektiven Audiometrie oft die Potentiale kürzerer Latenz herangezogen. Als Grund hierfür wird häufig angegeben, daß die Messung später corticaler akustisch evozierter Potentiale von einem ausgesprochenen Artefaktproblem gestört ist.

Ziel dieser Arbeit ist es, dieses Artefaktproblem darzustellen und, unter Berücksichtigung der Artefakteigenschaften und der bereits verwendeten Artefaktunterdrückungsverfahren, ein neues Verfahren zu entwickeln, das den Einfluß von Artefakten vermindert, ohne die Potentiale zu verfälschen und die Untersuchungsdauer wesentlich zu verlängern.

Die verschiedenen Artefaktarten werden in bezug auf Entstehungsweise und Topographie untersucht.

Der Einfluß dieser Artefakte auf das Mittelungsergebnis und Verfahren zur Abschätzung dieses Einflusses werden dargestellt.

Die Lagerung des Probanden, die Anweisungen an den Probanden, die Plazierung der Gegenelektrode und die Sedierung des Probanden werden als Methoden der Artefaktverhütung dargelegt und erörtert.

Die in der Praxis der objektiven Audiometrie mit späten Potentialen zur Artefaktunterdrückung hauptsächlich angewende-



ten Methoden der analogen und digitalen Hoch- und Tiefpaß-Filterung, des Ausschlusses artefaktenthaltender EEG-Abschnitte von der Mittelung, der Driftkompensation und der Basislinienkorrektur werden aufgezeigt und diskutiert.

Es wurde ein neues, artefaktspezifisches Artefaktunterdrückungsverfahren entwickelt, das die Nachteile dieser Methoden umgeht, d.h. die EEG-Abschnitte nur im Artefaktbereich beeinflusst, keine Distorsionen hervorruft, die Untersuchungsdauer nicht übermäßig verlängert und trotzdem Artefakte effizient unterdrückt.

Das Verfahren ist in drei Teile gegliedert:

Die einzelnen EEG-Abschnitte werden einer Drift- und Basislinienkorrektur unterzogen.

Mit einem Artefakterkennungsverfahren, das auf digitaler Tiefpaß-Filterung beruht, werden alle EEG-Meßwerte ermittelt, die durch niederfrequente Artefakte beeinflusst sind. Diese EEG-Meßwerte werden von der Mittelung ausgeschlossen.

Zur Unterdrückung hochfrequenter Artefakte wird ein digitales Verfahren angewendet, das nur die hochfrequenten Artefakte eliminiert, die EEG-Abschnitte ansonsten nicht verändert.

Das neue artefaktspezifische Artefaktunterdrückungsverfahren wird auf etwa entstehende Distorsionen und Verfälschungen der evozierten Potentiale, auf Effizienz und Durchführbarkeit untersucht. Die Ergebnisse werden diskutiert.

2.

EINLEITUNG

Obwohl die ersten Beobachtungen über durch Sinnesreize ausgelöste elektrische Hirnaktivität (Caton 1875) über 100 Jahre zurückliegen, hat die objektive Audiometrie mit akustisch evozierten Potentialen (ERA) erst in den letzten 20 Jahren einen Platz in der klinischen Praxis gefunden.

Bedeutende Schritte auf dem Weg hierzu waren die Ableitung des EEGs vom unverletzten menschlichen Schädel (Berger 1929), die Entdeckung akustisch evozierter Potentiale im EEG (Davis 1939), die Entwicklung der Summationstechnik für die evozierten Potentiale (Dawson 1951) und die praktikable Ausführung dieser Summationstechnik mit elektronischen Mittelwertrechnern (Keidel 1958, 1959).

Die zuerst erforschten und benutzten späten corticalen akustisch evozierten Potentiale sind in der Praxis inzwischen vielfach durch Potentiale kürzerer Latenz ersetzt worden (Burian 1976, Hood 1975, Keidel und Kallert 1979).

Der Grund hierfür liegt u.a. darin, daß gerade bei den Probanden, bei denen die objektive Audiometrie am wichtigsten ist, nämlich den jungen, geistig zurückgebliebenen und psychisch gestörten, die späten akustisch evozierten Potentiale von einem ausgesprochenen Artefaktproblem gestört sind (Picton et al. 1977). Dieses Artefaktproblem ist bei Potentialen kürzerer Latenz nicht so bedeutsam, da hier die Artefakte durch Sedierung vermindert werden können, ohne die Meßergebnisse erheblich zu beeinflussen.

Abgesehen von diesem Artefaktproblem haben die späten akustisch evozierten Potentiale doch bedeutende Vorteile, die ihnen einen Platz in der klinischen und wissenschaftlichen Praxis sichern sollten:

Die Audiometrie mit späten akustisch evozierten Potentialen beurteilt im Vergleich zur Audiometrie mit Potentialen kürzerer Latenz den größten Teil der Hörbahn.

Eine Messung von späten Potentialen im Rahmen einer gleichzeitigen Messung von Potentialen unterschiedlicher Latenz (Hood 1975, Keidel 1976) ermöglicht exaktere Aussagen und eine gleichzeitige Topodiagnose des akustischen Systems (Stange 1976).

Ein wichtiges Hilfsmittel sind die späten Potentiale bei der Erforschung der Decodierungsfunktionen des Gehirns und des gesamten Hörmechanismus (Finkenzeller et al. 1979, Keidel 1980) und als objektive Funktionskontrolle für Hörprothesen (Finkenzeller 1981). Differenzierte Hörmessungen, wie etwa mit gesprochenen Zahlwörtern, können mit Hilfe der späten corticalen Potentiale durchgeführt werden (Finkenzeller 1979b).

Da Untersuchungen mit späten Potentialen mittels Hautelektroden und ohne Anästhesie möglich sind (Coles 1977), können sie einfach und risikoarm gemessen werden. Dies ist eine Voraussetzung, um z.B. für Neugeborene zuverlässige Ergebnisse und schnelle Hilfe zu finden (Keidel et al. 1973) und die objektive Audiometrie mit akustisch evozierten Potentialen bei Screening-Untersuchungen zu verwenden.

Es ist also wichtig, das Artefaktproblem zu lösen, damit die späten akustisch evozierten Potentiale in diesen Anwendungsgebieten ohne Hindernisse verwendet werden können.

Ziel dieser Arbeit ist es, dieses Artefaktproblem und die vorhandenen Methoden zur Artefaktverhütung darzustellen und ein effizientes Verfahren zur Reduzierung des Artefakteinflusses zu schaffen.

Der hier verwendete freiprogrammierbare Computer erlaubt im Gegensatz zu den früher eingesetzten Mittelwertrechnern eine differenzierte Artefaktausschaltung (Finkenzeller 1970).

3.

ARTEFAKTARTEN

Eine Vielzahl von Vorgängen ruft neben der Spontanaktivität des Gehirns und den evozierten Potentialen zwischen Kopfhautelektroden ebenfalls Potentialänderungen hervor. Diese werden bei der Messung akustisch evozierter Potentiale als Artefakte bezeichnet.

Im einzelnen entstehen Artefakte bei der Erregung von Muskeln, bei der Bewegung der Augen, beim Lidschlag und bei Bewegungen des Kopfes und der Kopfhaut.

Zum Verständnis der Abläufe, zum Erkennen der Artefakte und zur effektiven Unterdrückung des Artefakteinflusses sind folgende Fragen für jede Artefaktart von Bedeutung:

1. Auf welche Weise entsteht der Artefakt?
2. Wie ist seine Form im EEG-Abschnitt?
3. Wie ändert sich die Form des Artefaktpotentials zwischen verschiedenen Ableitungen?

Zur Beantwortung dieser Fragen wurden von 6 Versuchspersonen EEG-Abschnitte mit willkürlich erzeugten und unwillkürlich auftretenden Artefakten untersucht.

3.1

Einstreuung von Muskelaktivität

Bei der Erregung von Muskeln im Einzugsbereich einer Elektrode werden von dieser auch die dabei entstehenden Muskelaktionspotentiale aufgenommen. Im EEG-Abschnitt zeigen sich diese Muskelartefakte als hochfrequente Potentialspitzen mit bis zu 350 μ V Amplitude. Sie können einzeln auftreten, fortlaufend über eine gewisse Zeit oder auch kontinuierlich über den ganzen EEG-Abschnitt (Bild 1).

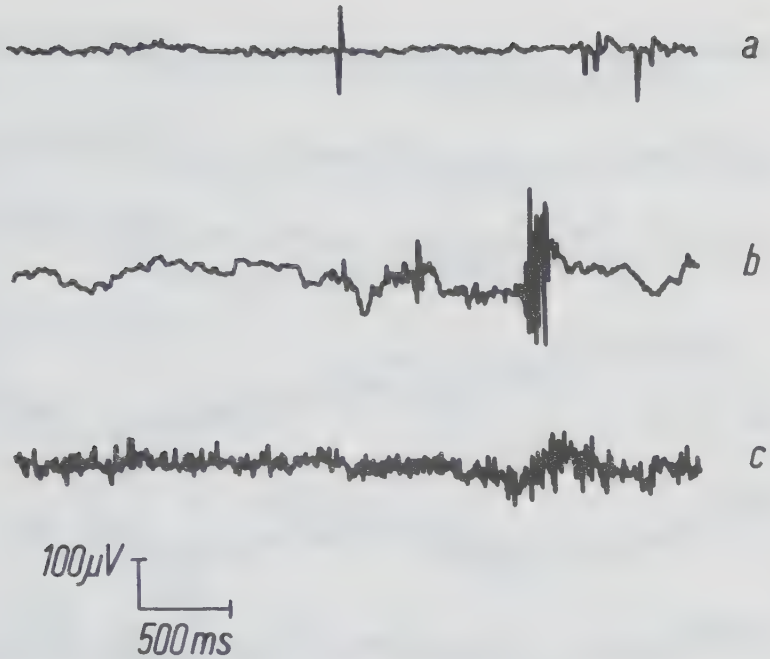


Bild 1: Muskelartefakte erscheinen im EEG-Abschnitt als Potentialspitzen. Sie können isoliert (a), fortlaufend über eine gewisse Zeit (b) oder kontinuierlich über den ganzen EEG-Abschnitt (c) auftreten und dabei Amplituden von bis zu 350 μ V erreichen.

Die bei der Messung später akustisch evozierter Potentiale als Artefaktquellen wichtigen Muskelgruppen sind die mimische Muskulatur und die Kopfhaltemusculatur.

Nachdem Muskelartefakte von allen Muskeln im Kopfbereich erzeugt werden können, kann kein festes Verteilungsmuster für Muskelartefakte im allgemeinen aufgestellt werden. Als Beispiele für die Form von Muskelartefakten in verschiedenen Ableitungen wurden die Vorgänge beim Hochziehen der Augenbrauen (Bild 2) und beim Schluckvorgang (Bild 3) untersucht.

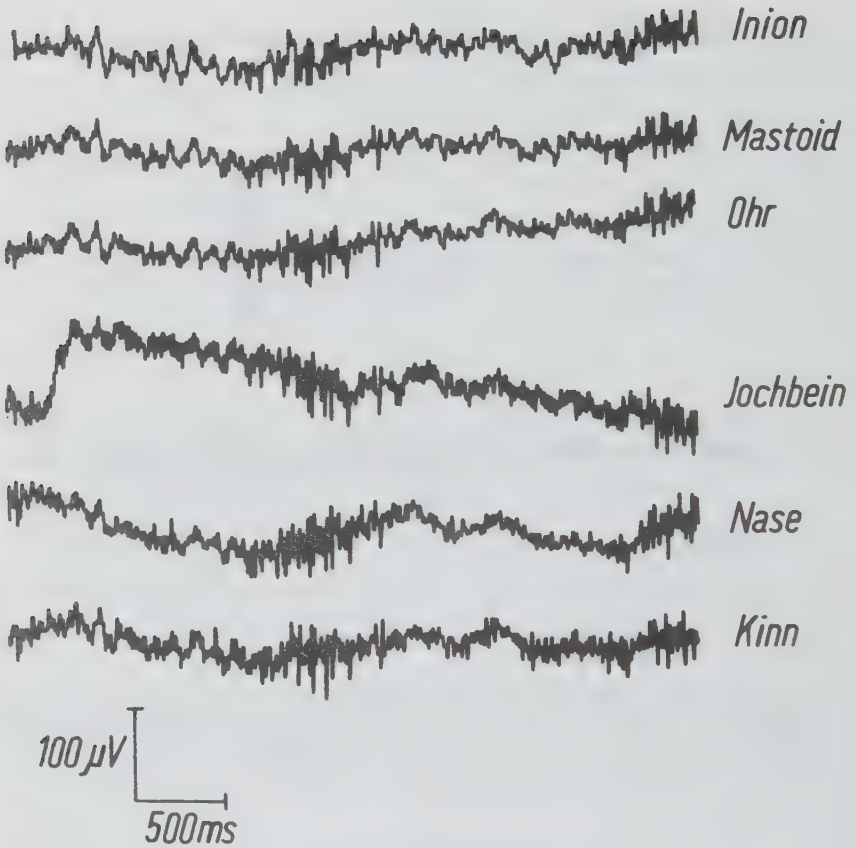


Bild 2: Beim Hochziehen der Augenbrauen treten zwischen der Fz-Elektrode und allen untersuchten Bezugselektroden Muskelartefakte auf. Dies ist durch die Nähe der Fz-Elektrode zu den beteiligten Muskeln bedingt.

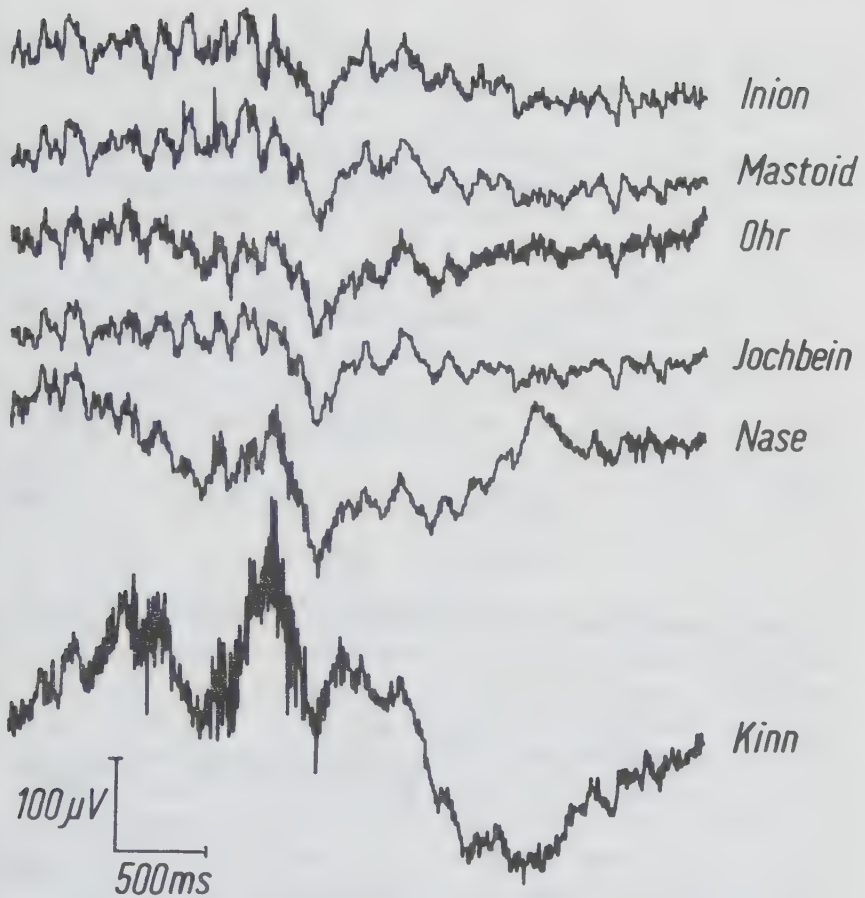


Bild 3: Beim Schluckvorgang treten Muskelartefakte und Bewegungsartefakte hauptsächlich in den Ableitungen Fz-Nase und besonders Fz-Kinn auf, bei denen Elektroden in der Nähe des Mundes angebracht sind. Die Ableitungen zwischen Fz und den anderen Bezugs Elektroden sind weitgehend unbeeinflusst.

Die Muskelartefakte, die beim Hochziehen der Augenbrauen entstehen, sind in allen untersuchten Ableitungen in Form und Größe ähnlich. Dies ist darauf zurückzuführen, daß diese Muskelartefakte in relativer Nähe zur Fz-Elektrode (Nomenklatur nach Jasper, 1958) entstehen, von dieser aufgenommen und kaum zu den weiter entfernten Elektroden fortgeleitet werden.

Beim Schluckvorgang finden sich starke Muskelartefakte in der Ableitung Fz-Kinn, die Ableitung Fz-Nasenspitze ist von Muskelartefakten weniger stark verunreinigt. Die übrigen Ableitungen sind von durch den Schluckvorgang ausgelösten Muskelartefakten weitgehend frei.

3.2

Bewegungen der Augen

Im Auge liegt eine Potentialdifferenz von ca. 100 μV zwischen Kammerwasser und Retina (Retina negativ) vor. Eine Bewegung der Augen dreht diesen Dipol in der Orbita. Dies wird als Potentialänderung über den Kopf fortgeleitet und von den Elektroden aufgenommen, wodurch der Augenbewegungsartefakt entsteht (Desmedt 1977, Donchin et al. 1977). Dabei kommt ein positives Potential in der Richtung am Kopf zustande, in die das Auge gedreht wird, und ein negatives in der Gegenrichtung. Wird das Auge in die Ausgangslage zurückgedreht, so kehrt auch das Potential in seine Ausgangslage zurück.

Zur Untersuchung des Einflusses von horizontalen und vertikalen Augenbewegungen auf EEG-Abschnitte in den verschiedenen Ableitungen wurden EEG-Abschnitte unter willkürlich erzeugten horizontalen bzw. vertikalen Augenbewegungen von jeweils 10° aufgenommen (Bilder 4 und 5). Es zeigt sich, daß horizontale Augenbewegungen nur die Ableitung Fz-Jochbein beeinflussen, während vertikale Augenbewegungen alle unter-

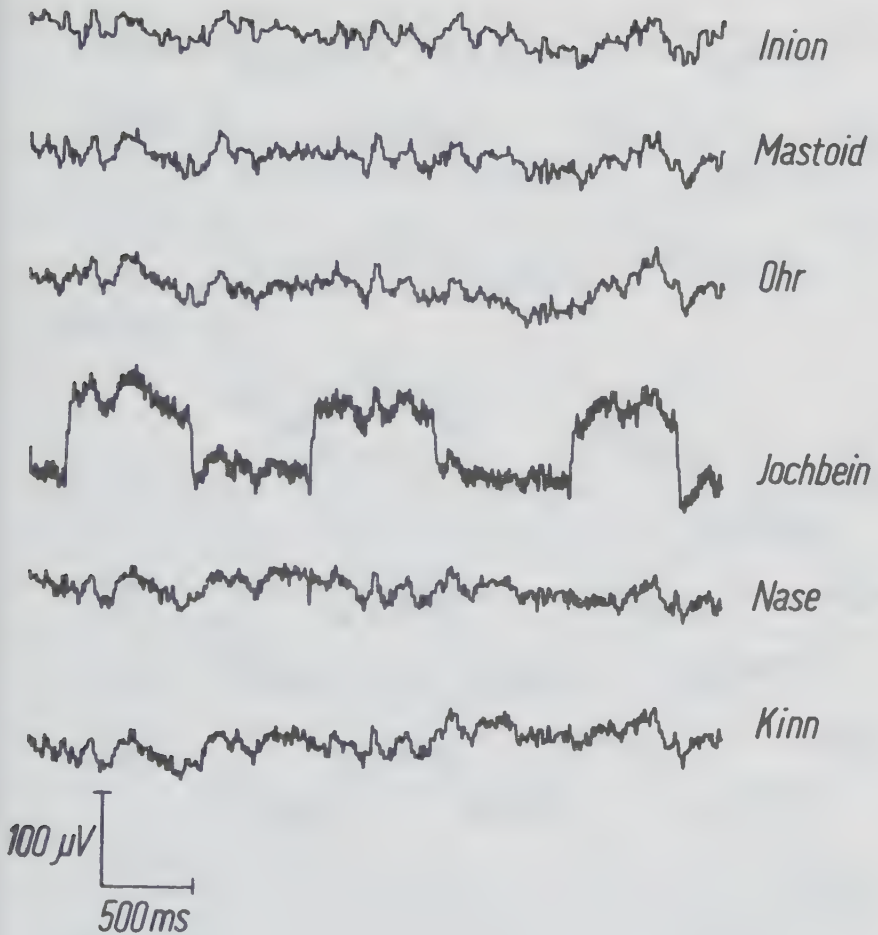


Bild 4: Horizontale Augenbewegungen um 10° beeinflussen nur die Ableitung Fz-Jochbein, während die Ableitungen zwischen Fz und den anderen Bezugselektroden weitgehend ungestört sind. Die Artefaktamplitude beträgt in Fz-Jochbein $80\ \mu V$.

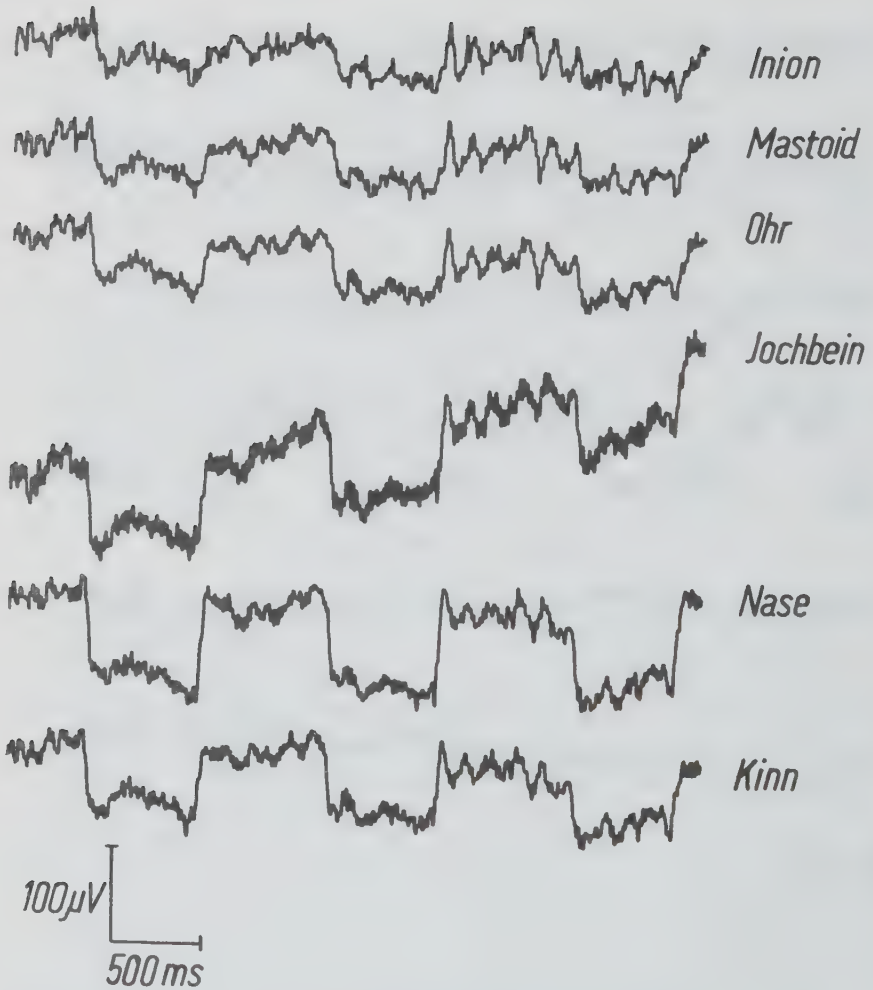


Bild 5: Vertikale Augenbewegungen um 10° beeinflussen alle Ableitungen, wenn auch in unterschiedlicher Ausprägung. Die Artefaktamplituden betragen:

Ableitung Fz gegen:	Inion	Mastoid	Ohr	Jochbein	Nase	Kinn
Potentialänderung (µV):	50	50	65	85	100	80

suchten Ableitungen, wenn auch in unterschiedlichem Maße, beeinflussen.

Individuelle Unterschiede treten in der Amplitude der Augenbewegungspotentiale auf, nicht aber in ihrer Ausbreitung. Der Einfluß von diagonalen Augenbewegungen kann durch Addition der Artefaktspotentiale des horizontalen und des vertikalen Anteils der Bewegung bestimmt werden (Overton und Shagass 1969).

3.3 Lidschlag

Eine Bewegung des Augenlides über der positiv geladenen Cornea beim Lidschlag ändert das elektrische Feld um den Augapfel und führt so, über den Kopf fortgeleitet, zum Lidschlagartefakt im EEG-Abschnitt (Matsuo et al. 1975). Dieser tritt als typische Potentialänderung im EEG-Abschnitt auf und zeigt nur geringe Unterschiede in den untersuchten Ableitungen (Bild 6). Der Lidschlagartefakt hat somit ein anderes Verteilungsmuster als die Augenbewegungsartefakte.

3.4 Zungenbewegungen

Auch Bewegungen der Zunge können Artefaktspotentiale hervorrufen. Von Bedeutung sind diese nur in der Ableitung Fz-Kinn, während sie in den anderen Ableitungen kaum oder überhaupt nicht nachzuweisen sind (Bild 7).

3.5 Bewegungen des Kopfes oder der Kopfhaut

Kopfbewegungen mit Zug an den Elektroden oder Kopfhautbewegungen können eine Änderung des Widerstandes zwischen den

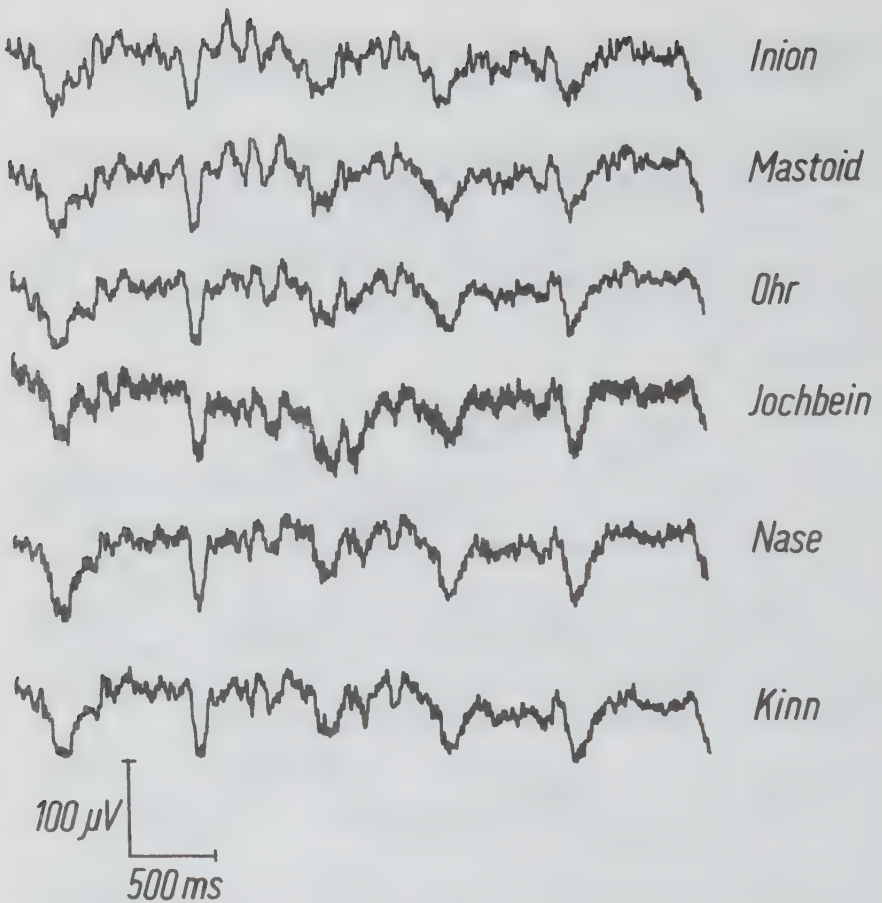


Bild 6: Ein Lidschlagartefakt ist in der Regel eine Potentialänderung von 200-400 ms Dauer und einer Amplitude von bis zu $120\ \mu\text{V}$. Unterschiede zwischen den Ableitungen zwischen Fz und den verschiedenen Bezugselektroden ergeben sich kaum.

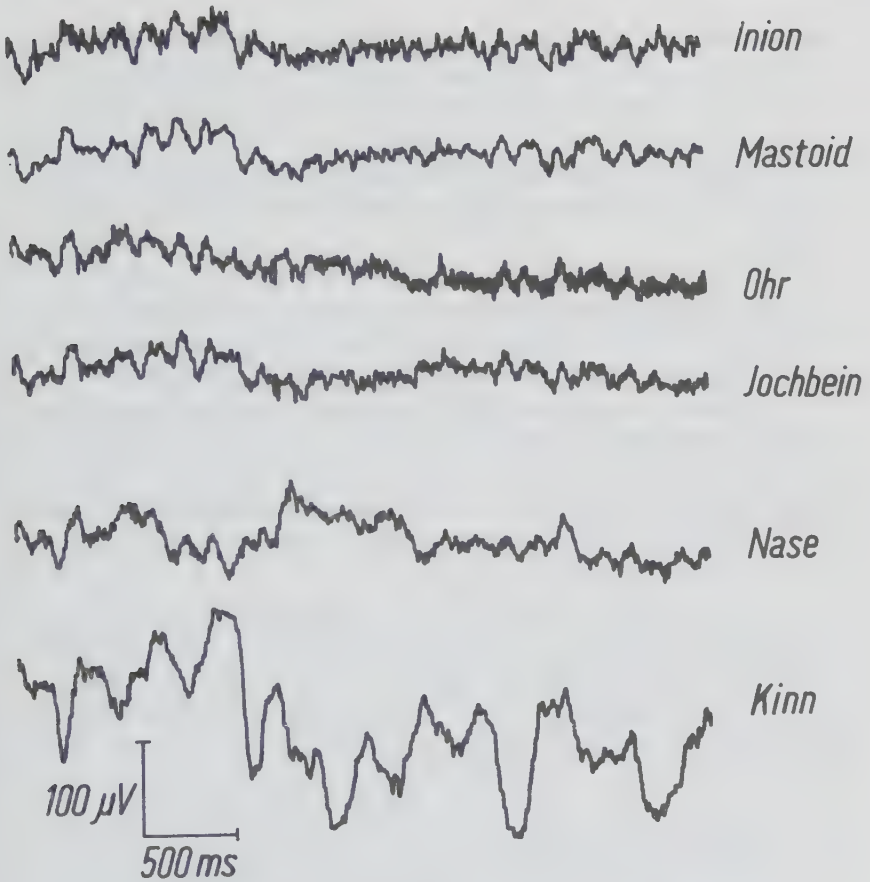


Bild 7: Bewegungen der Zunge führen in der Ableitung Fz-Kinn zu großen Artefakten, die Ableitungen gegen die anderen Bezugselektroden bleiben weitgehend unbeeinflusst.

Elektroden erzeugen. Nachdem sich zwischen Kopfhautelektroden eine Polarisationsspannung entwickelt, sind sie auf Änderungen des Widerstandes genauso empfindlich wie auf evozierte Potentiale (Storm van Leeuwen et al. 1975). Auf diese Weise entstehen die Bewegungsartefakte, bei denen sich das Potential mit dem Widerstand und damit im Laufe der Bewegung ändert.

Das Bewegungsartefaktpotential ist somit nicht nur von der Bewegung, sondern auch von der Polarisationsspannung zwischen den Elektroden und ihrer Befestigung abhängig, so daß über Form und Verteilung über die Kopfhaut keine generellen Aussagen getroffen werden können.

Bewegungsartefakte können u.a. entstehen bei Kopfbewegungen, Mundbewegungen, Stirnrunzeln, Schlucken und Lidschlag.

Häufig treten die verschiedenen Artefaktarten jedoch nicht isoliert auf, sondern es finden sich in einem EEG-Abschnitt verschiedene Artefaktarten kombiniert. So sind beim Schluckvorgang (Bild 3) Muskelartefakte mit Zungen- und Bewegungsartefakten kombiniert.

4. DER EINFLUSS VON ARTEFAKTEN AUF DAS MITTELUNGSERGEBNIS

4.1

Artefakteinfluß

Zur Darstellung des Artefakteinflusses auf das Mittelungsergebnis wurden folgende Versuche durchgeführt:

Ein EEG-Abschnitt, der ein großes Artefaktpotential (Augenbewegung) enthält, wurde in verschiedenen Mittelungsschritten mit jeweils einer unterschiedlichen Anzahl von artefaktfreien EEG-Abschnitten gemittelt (Bild 8). Es zeigt sich, daß Artefakteinflüsse in den Mittelungsergebnissen deutlich erkennbar sind. Erst wenn die Anzahl der insgesamt gemittelten EEG-Abschnitte 96 bis 128 erreicht, wird der Einfluß des Artefaktes so gering, daß sich das Mittelungsergebnis dem einer Mittelung artefaktfreier EEG-Abschnitte angleicht.

Doch treten Artefakte in den seltensten Fällen einzeln auf. Besonders bei unruhigen Probanden (z.B. Kindern) treten sie gehäuft auf. Um die Auswirkungen solcher gehäufte Artefakte darzustellen, wurden von einer Versuchsperson EEG-Abschnitte mit willkürlich erzeugten Artefakten und artefaktfreie EEG-Abschnitte getrennt gemittelt (Bild 9). Während die evozierten Potentiale in der Mittelung artefaktfreier EEG-Abschnitte deutlich zu erkennen sind, heben sie sich in der Mittelung der artefakthaltigen EEG-Abschnitte kaum mehr aus den artefaktinduzierten Schwankungen heraus.

Dieser deutliche Einfluß auf das Mittelungsergebnis ist auch darin begründet, daß die Verbesserung des Signal-Stör-Abstandes mit $1/\sqrt{n}$ (n: Anzahl der gemittelten EEG-Abschnitte) nur für normalverteilte Werte gilt. Beim Vorhandensein von Artefakten kann aber von einer Normalverteilung nicht mehr ausgegangen werden (Finkenzeller 1969).

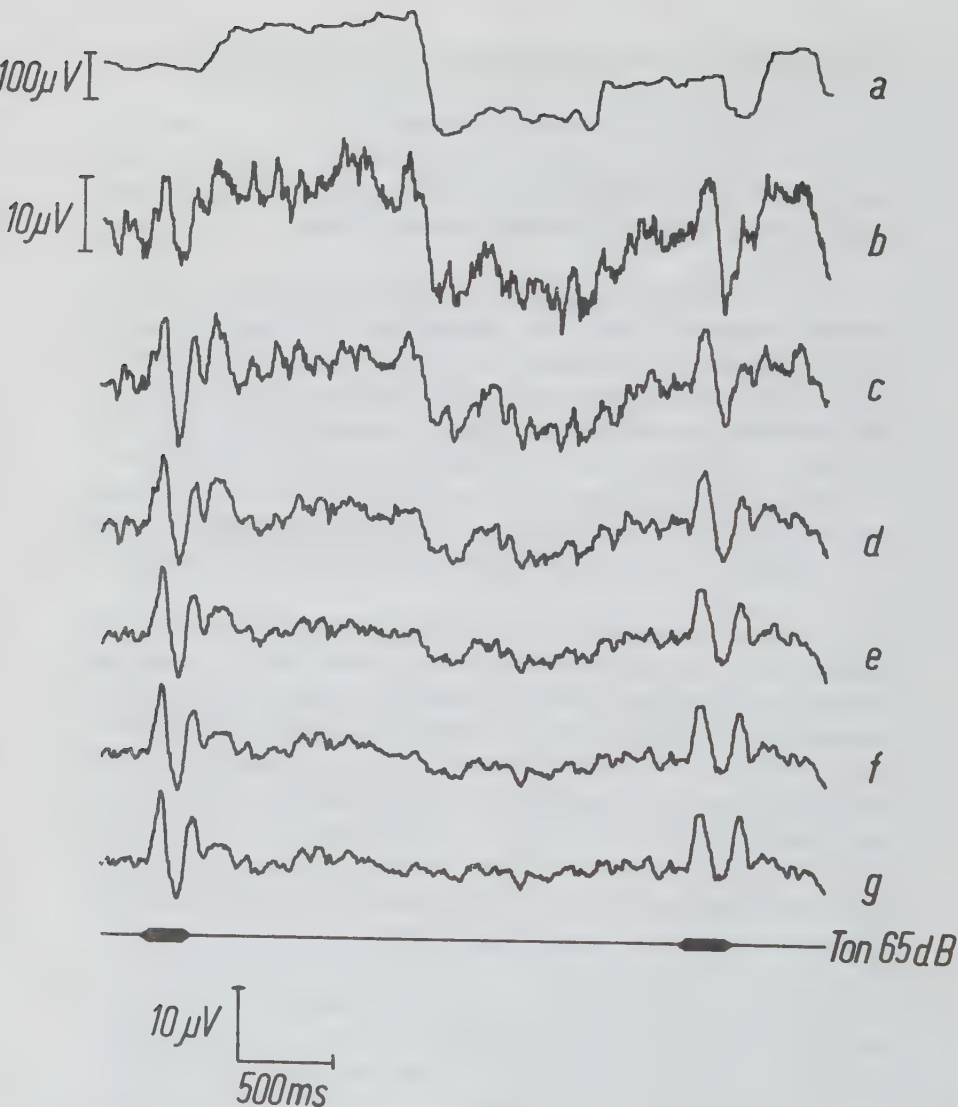


Bild 8: Ein artefaktenthaltender EEG-Abschnitt (a) wird mit einer unterschiedlichen Anzahl artefaktfreier EEG-Abschnitte gemittelt. Werden hierzu 15 (b), 31 (c) oder 63 (d) solcher Abschnitte verwendet, ist der Einfluß des Artefaktes auf das Mittelungsergebnis groß. Erst wenn er mit 95 (e) oder 127 (f) EEG-Abschnitten gemittelt wird, gleicht sich das Ergebnis dem einer Mittelung ohne den artefaktenthaltenden EEG-Abschnitt an (g).

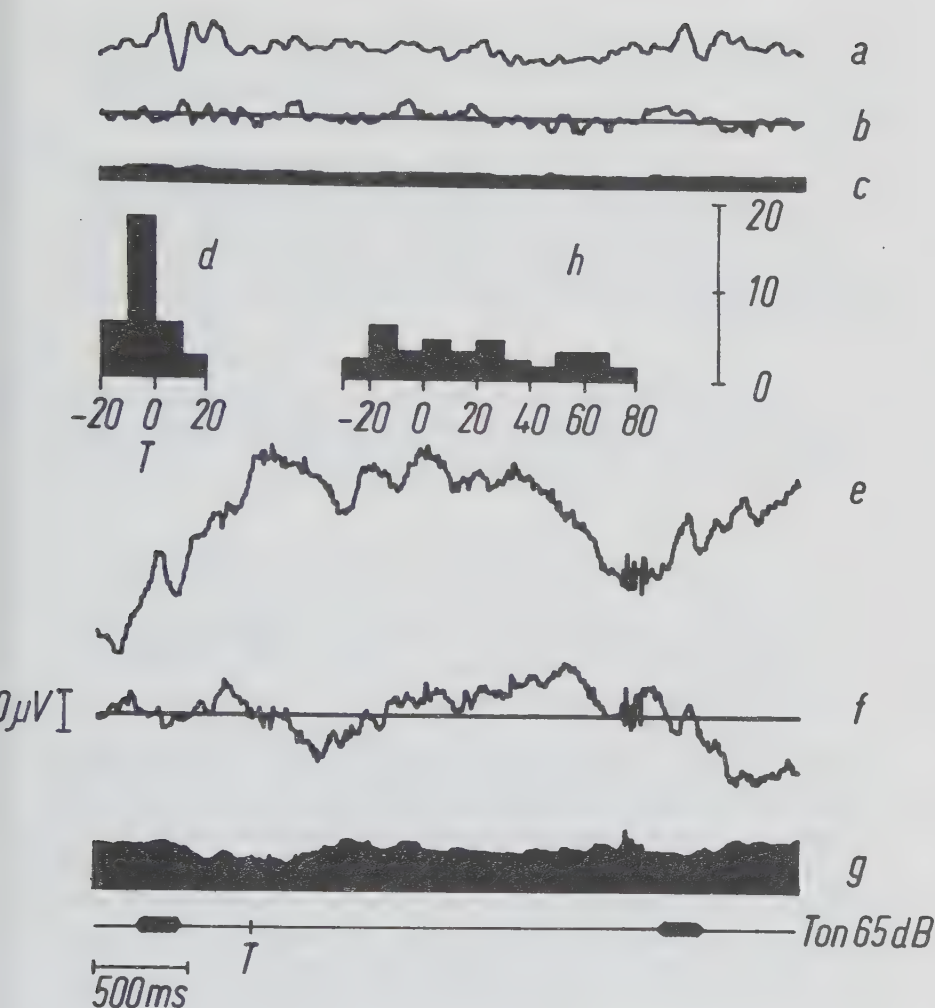


Bild 9: In der Mittelung von 32 artefaktfreien EEG-Abschnitten (a) ist das evozierte Potential deutlich zu erkennen, während es in der Mittelung 32 artefaktenthaltender EEG-Abschnitte (e) in den artefaktbedingten Schwankungen verborgen ist. Zu beiden Mittelungen ist jeweils die (+/-)Referenz (b, f), die Standardabweichung (c, g) und ein Amplitudenhistogramm zum Zeitpunkt T (d, h) miterrechnet (Standardabweichung 50-fach überhöht).

Treten stimulusverknüpfte Artefakte auf, so werden diese durch das Mittelungsverfahren selbstverständlich nicht eliminiert und schlagen voll auf das Mittelungsergebnis durch (Larsson 1960, Satterfield 1966).

In der klinischen Praxis ist die mögliche Anzahl der EEG-Abschnitte für eine Messung ohnehin begrenzt, so daß der Einfluß der Artefakte durch die Mittelung nicht beseitigt werden kann (Salomon 1976).

Es zeigt sich, daß Verfahren zur Verhinderung von Artefakten oder zur Unterdrückung ihres Einflusses auf das Mittelungsergebnis nötig sind, um bei der Messung von späten akustisch evozierten Potentialen zuverlässige Ergebnisse zu erhalten.

4.2 Kriterien zur Abschätzung des Artefakteinflusses

Um den Einfluß von Artefakten auf das Mittelungsergebnis und damit seine Gültigkeit abzuschätzen, können geeignete Parameter hierfür miterrechnet werden.

Hierfür bieten sich die Standardabweichung (u.a. Specht und Kevanishvili 1977), der Variationskoeffizient (Karnahl und Stange 1972), Differenzamplituden- und Amplitudenhistogramme (Spreng 1972, Spreng 1973), die (+/-) Referenz (abwechselnde Addition und Subtraktion der aufeinander folgenden EEG-Abschnitte) (Schimmel 1967) oder das gleichzeitig gemittelte EOG (Desmedt 1977, Donchin et al. 1977) an.

Die (+/-) Referenz, die Standardabweichung und ein Amplitudenhistogramm wurden bei der im vorhergehenden Kapitel beschriebenen getrennten Mittelung artefaktenthaltender und artefaktfreier EEG-Abschnitte jeweils ermittelt, um den Einfluß von Artefakten auf diese Parameter darzustellen (Bild 9).

Die (+/-) Referenz weist bei den artefaktenthaltenden EEG-Abschnitten wesentlich größere Abweichungen von der Basislinie auf.

Die Standardabweichung ist durch das Auftreten der Artefakte um ein Mehrfaches vergrößert.

Das Amplitudenhistogramm der artefakthaltigen Potentiale ist durch das Auftreten der Artefakte deutlich verbreitert und abgeflacht.

5. MASSNAHMEN ZUR VERHINDERUNG VON ARTEFAKTEN

5.1 Lagerung des Probanden

Eine für den Probanden bequeme Lagerung ermöglicht es ihm, ruhig zu sitzen oder zu liegen, und vermindert so die Häufigkeit von Bewegungs- und Muskelartefakten. Die Art und Weise der Lagerung muß hierbei individuell auf die Erfordernisse des jeweiligen Probanden abgestimmt sein (Größe, Alter, Behinderungen etc.)

Durch Unterstützung des Kopfes können auch die stimulusverknüpften Verunreinigungen durch kurzlatente Muskelzuckungen auf laute Clicks vermindert werden (Storm van Leeuwen et al. 1975).

Wird nicht genügend Aufmerksamkeit auf eine bequeme Körper- und Kopfhaltung und ausreichende Entspannung der Muskeln gelegt, so sind Muskelartefakte besonders stark (Donchin et al. 1977).

Um den Einfluß der Lagerung des Kopfes auf die Häufigkeit und Intensität von Muskelartefakten zu untersuchen, wurden bei einer mit nicht unterstütztem Kopf sitzenden Versuchsperson 100 EEG-Abschnitte in der Ableitung Fz-Inion gemessen, davon 50 unter Neigung des Kopfes nach vorne und 50 unter Neigung nach hinten.

Die EEG-Abschnitte, die bei nach vorne geneigtem Kopf abgeleitet wurden, sind massiv von Muskelartefakten überlagert. Diese Muskelartefakte werden auch durch die Mittelung nicht eliminiert und beeinflussen das Mittelungsergebnis deutlich (Bild 10). Bei nach hinten geneigtem Kopf dagegen sind weder EEG-Abschnitte noch das Summenpotential von Muskelartefakten stark beeinflußt.

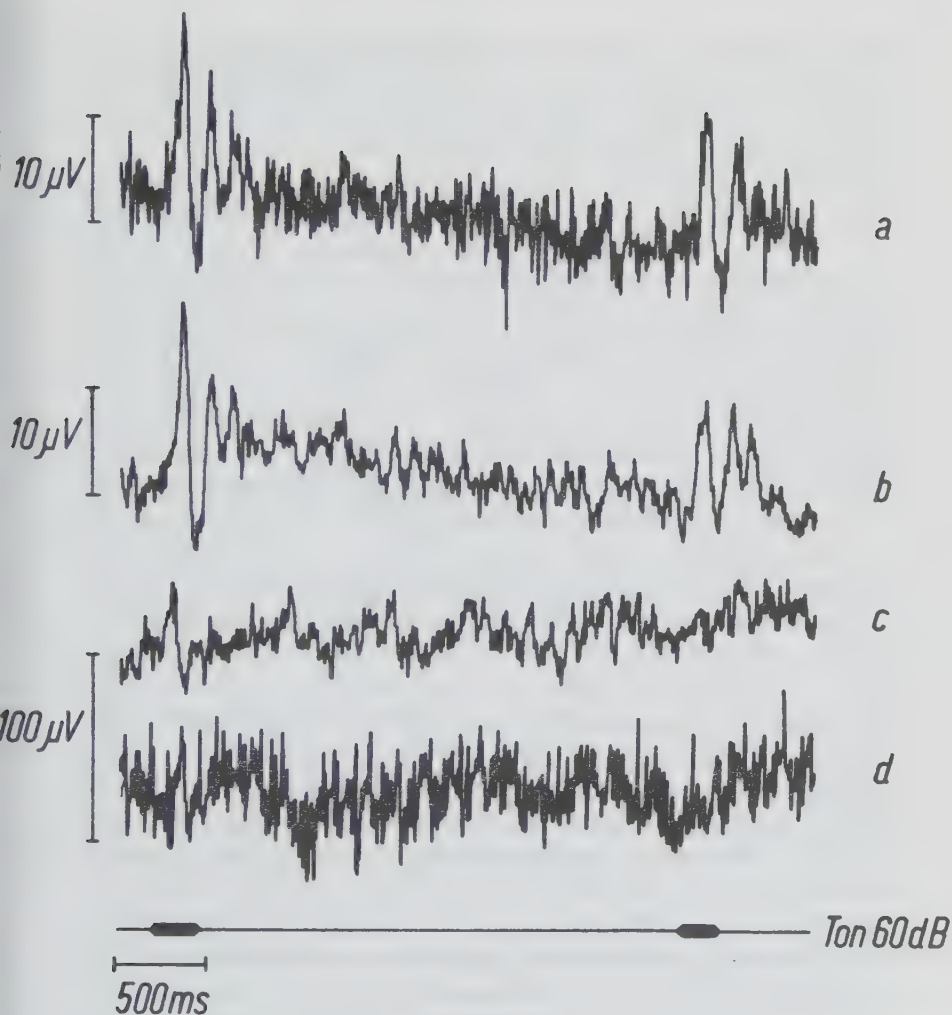


Bild 10: Das Auftreten von Muskelartefakten in der Ableitung Fz-Inion ist von der Haltung des Kopfes abhängig. Bei nach vorne geneigtem Kopf sind EEG-Abschnitt (d) und Summenpotential (a) deutlich mit Muskelartefakten verunreinigt, während bei nach hinten geneigtem Kopf EEG-Abschnitt (c) und Summenpotential (b) weitgehend muskelartefaktfrei sind.

Die Ursache für das starke Auftreten der Muskelartefakte bei der Neigung des Kopfes nach vorne liegt darin, daß der Kopf hierbei von Muskeln gehalten werden muß, die im Einzugsbereich der Elektrode am Inion liegen.

5.2 Anweisungen an den Probanden

Geeignete Anweisungen an den Probanden sind eine wichtige Möglichkeit der Verhinderung von Artefakten.

Es ist wichtig, den Probanden durch einfache Anweisungen und Erläuterungen zu beruhigen und ihm die Angst zu nehmen. Bei Kindern können durch erhöhte pädagogische Anstrengungen bessere Resultate erzielt werden (Krogh 1977). Bei Mitarbeit der Eltern oder einer anderen Hilfsperson können Kinder ruhiger gehalten werden. Die Beruhigung durch eine hierzu geeignete Person ist eine Alternative zur medikamentösen Sedierung (Davis 1973).

Bei kooperationsfähigen und -bereiten Probanden kann durch richtige Anweisungen das Auftreten von Augenbewegungs-, Lidschlag- und Muskelartefakten vermindert werden. Doch bei Kindern, Kleinkindern und manchen anderen Probanden ist diese Artefaktverhütung schwierig oder unmöglich (Donchin et al. 1977).

Die Fixierung eines geeignet angebrachten Objektes durch den Probanden vermindert Augenbewegungsartefakte (Wasman et al. 1970, Hillyard und Galambos 1970). Ein geeignetes Objekt sind hierbei die Augen des Probanden in einem vor ihm aufgestellten Spiegel (Papakostopoulos et al. 1973) oder ein schwacher Lichtpunkt (Prevec und Ribarić 1980).

Der Einfluß des Lidschlages auf das Ergebnis kann dadurch in Grenzen gehalten werden, daß der Proband sorgfältig instru-

iert wird, wann er blinzeln darf (Corby und Kopell 1972, Picton et al. 1974).

Muskelartefakte werden vermindert, wenn der Patient dazu aufgefordert wird den Mund zu öffnen und die Kiefermuskulatur dadurch entspannt wird.

Wird allerdings durch diese Anweisungen die Aufmerksamkeit des Probanden von den akustischen Reizen abgelenkt, so ist mit einer Verminderung der Amplituden zu rechnen, da die Amplituden der evozierten Potentiale u.a. von der Aufmerksamkeit abhängen (Hink et al. 1977, Keidel und Kallert 1979).

5.3 Plazierung der Bezugsselektrode

Die Plazierung der "heißen" Elektrode bei Fz oder Cz ergibt sich aus der an dieser Stelle maximalen Potentialgröße (Finkenzeller 1969, Kooi et al. 1971, Goff et al. 1977), zumal diese Elektrodenpositionen von keiner Artefaktart in besonders starker Weise beeinflußt werden.

Die Messung von späten akustisch evozierten Potentialen zwischen Fz einerseits und den Bezugsselektroden am Inion, Mastoid, Ohr, Jochbein und Kinn andererseits ergab, daß sich die Summenpotentiale weitgehend gleichen, so daß zwischen diesen Bezugsselektroden weitgehend frei gewählt werden kann, ohne die akustisch evozierten Potentiale zu beeinflussen (Bild 11).

Die für den jeweiligen Versuch geeignetste Bezugsselektrodenplazierung muß unter Berücksichtigung der Erfordernisse der Messung, der Einflüsse der verschiedenen Artefaktarten auf die einzelnen Elektrodenplazierungen und der Kooperationsfähigkeit des Probanden individuell abgestimmt werden.

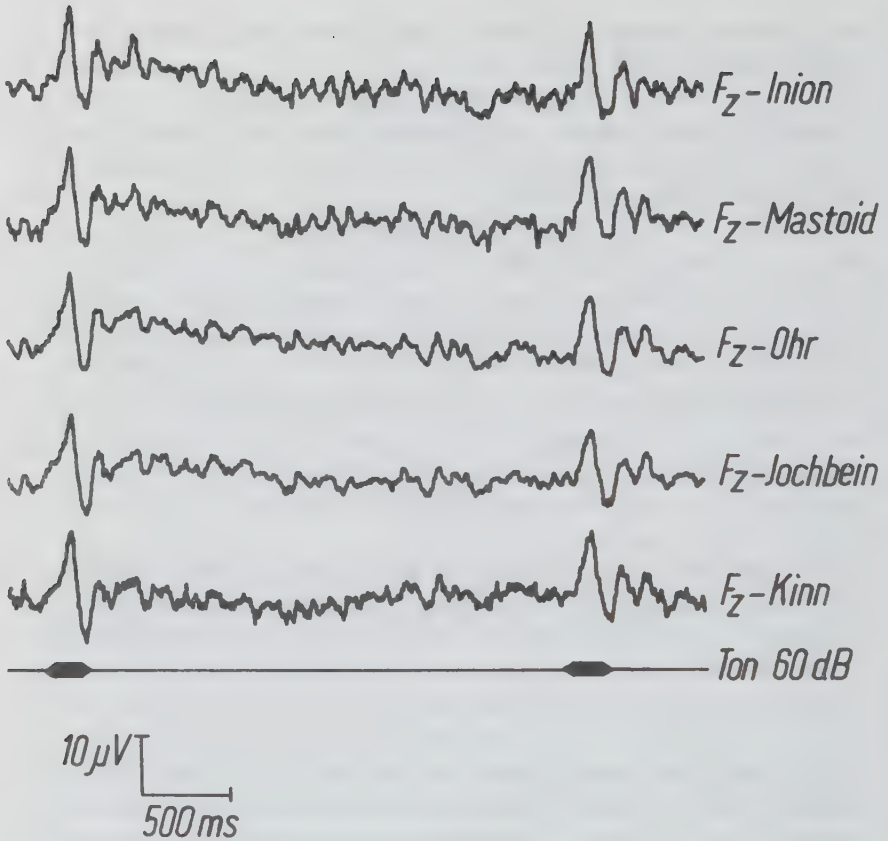


Bild 11: Das Summenpotential von 50 EEG-Abschnitten ist in allen untersuchten Ableitungen annähernd identisch, insbesondere auch im Hinblick auf Latenzen und Amplituden.

Werden suboccipital oder temporal Elektroden über den dort befindlichen großen Muskelmassen angebracht, so ist unter Umständen mit einer starken Kontamination durch Muskelartefakte zu rechnen (Vaughan und Ritter 1970). Eine Bezugselektrode am Ohr erschwert die Anbringung von Kopfhörern. Am Jochbein ist die Verunreinigung durch Augenbewegungsartefakte besonders hoch, Elektroden an Nase und Kinn zeigen große Artefaktpotentiale bei Bewegungen von Mund und Zunge und können den Probanden mehr irritieren als andere Elektroden.

Auf der Konstanz der Verteilungsmuster von durch Augenbewegungen hervorgerufenen Potentialen über die Kopfhaut (Overton und Shagass 1969) beruht eine spezielle Konstruktion der Bezugselektrode, die Augenbewegungsartefakte verhindern soll. Wird nämlich eine Bezugselektrode so gewählt, daß sie zur Fz-Elektrode in bezug auf Augenbewegungsartefakte äquipotential ist, so treten in einer Messung zwischen diesen beiden Elektroden solche Artefakte nicht auf.

Eine solche Elektrode entsteht, wenn Elektroden an beiden Mastoiden über ein Potentiometer mit einer zentralen Stirnelektrode verbunden werden. Das Potentiometer wird unter willkürlichen Augenbewegungen so eingestellt, daß Augenbewegungspotentiale in der Ableitung verschwinden (McCallum und Grey Walter 1968).

Neben der Notwendigkeit der individuellen Einstellung ist ein weiterer Nachteil, daß der Referenzpunkt ungewiß und wegen der Stirnelektrode für akustisch evozierte Potentiale nicht indifferent ist. Lidschlagartefakte werden durch diese Methode nicht eliminiert, da Lidschlag- und Augenbewegungsartefakte unterschiedliche Ausbreitungsmuster über die Kopfhaut haben (Corby und Kopell 1972).

Aus der Konstanz der Verteilungsmuster der Augenbewegungsartefakte folgt, daß ein konstanter Anteil des EOG im EEG-Abschnitt erscheint. Subtrahiert man diesen Anteil des EOG vom EEG-Abschnitt, so werden die Augenbewegungsartefakte eliminiert (Hillyard und Galambos 1970, Girtton und Kamiya 1973, Barlow und Rémond 1981). Vor der Messung der EEG-Abschnitte muß dieser Anteil unter willkürlichen Augenbewegungen festgestellt oder mit Hilfe einer Korrelationsberechnung ermittelt werden (Quilter et al. 1977).

Gegenüber der oben beschriebenen Methode wird hier der Referenzpunkt nicht beeinflusst. Doch auch hier ist individuelle Einstellung nötig und Lidschlagartefakte werden ebenfalls nicht entfernt (Whitton et al. 1978).

Die oben genannten Nachteile, zu denen noch der erhöhte Aufwand bei der Messung und die Belästigung des Probanden durch zusätzliche Elektroden kommen, beeinträchtigen die Effizienz und die Durchführbarkeit beider Methoden beträchtlich.

5.4

Sedierung

Gerade die Beeinflussung der Resultate der objektiven Audiometrie mit späten corticalen Potentialen durch Bewegungs- und Muskelartefakte führt viele Untersucher dazu, junge Kinder zu sedieren (z.B. Picton et al. 1977).

Diese Sedierung hat aber erhebliche Nachteile. Amplitude und Intensitätsfunktion der späten akustisch evozierten Potentiale sind vom Wachheitsgrad abhängig (Keidel und Kallert 1979). Bei sedierten Probanden kann aber nur schwer ein für die Messung notwendiges konstantes Vigilanzstadium gehalten werden (Pedersen et al. 1977) und die Variabilität der Potentiale und die Hintergrundaktivität sind größer (Barfod und Salomon 1978, Davis 1973).

Insgesamt ist somit die objektive Audiometrie mit späten corticalen Potentialen bei sedierten Kindern schwieriger, ungenauer und weniger verlässlich als bei nicht sedierten Kindern (Salomon et al. 1973). Sedierung oder Narkose sind außerdem mit einem zusätzlichen Aufwand und einem zusätzlichen Risiko verbunden, was gerade für durchzuführende Screening-Untersuchungen von Bedeutung ist.

Für die bei der Sedierung verwendeten Medikamente gelten folgende Anforderungen: Sie sollten schnell wirken und Schlaf der gewünschten Tiefe für mindestens eine halbe Stunde erzeugen. Sie sollten keine Nebenwirkungen haben, bei allen Probanden gleich wirken und evozierte Potentiale weder unterdrücken noch stark verändern.

Ideal sind diese Anforderungen von keinem Medikament zu erfüllen. Die gebräuchlichsten sind: Triclofos in Kombination mit Chlorpromazin, Pentobarbital oder Ketamin, Chloralhydrat, Promethazin, Ketamin und Barbiturate (Davis 1973).

Bei der Fülle der zur Verfügung stehenden Methoden scheint es jedoch zweckmäßig, zuerst mit Methoden der nicht-medikamentösen Artefaktverhütung, der spezifischen Artefaktbeseitigung und der digitalen Tiefpaß-Filterung zu arbeiten, und erst, wenn hiermit keine brauchbaren Ergebnisse zu erhalten sind, Medikamente einzusetzen.

6. MASSNAHMEN ZUR VERMINDERUNG DES ARTEFAKTEINFLUSSES

6.1 Analoge Filterung

Eine Trennung von späten evozierten Potentialen vom Hintergrund-EEG ist mit analogen Filtern kaum möglich, da die jeweiligen Frequenzcharakteristiken sich gleichen (Barfod und Salomon 1978).

Eine Artefaktverminderung mit analogen Filtern ist aber durchführbar, weil die Hauptfrequenzen der Muskelartefakte höher, die der Drift und der Augen-, Augenlid- und Bewegungsartefakte tiefer liegen als die der späten akustisch evozierten Potentiale.

Aus diesem Grund werden vielfach späte akustisch evozierte Potentiale in einem beiderseits durch analoge Filterung begrenzten Frequenzbereich gemessen, um den Einfluß von Artefakten auf das Mittelungsergebnis zu vermindern. Teilweise wird der Frequenzbereich sogar drastisch begrenzt, z.B. auf 3-7 Hz (Soda et al. 1971) oder 4-6 Hz (Brackmann 1977). Eine vollständige Artefaktunterdrückung ist jedoch auch mit einer so restriktiven Filterung nicht möglich, da bestimmte Artefakte auch in diesem engen Frequenzbereich Potentiale erzeugen.

Daneben haben sowohl die Hochpaß- wie auch die Tiefpaß-Filterung bedeutende Nachteile:

Die Einschaltung von Hochpaß-Filtern führt zu Verzerrungen von niederfrequenten Komponenten der Spontanaktivität, die Latenzzeitverschiebungen und Amplitudenveränderungen der gemittelten Potentiale erzeugen, wobei diese Veränderungen nicht konstant sind, sondern von der Form der Potentiale abhängen (Cannings 1979). Schon eine Überschreitung von 1,6 Hz

als cut-off-Frequenz führt zu deutlichen Amplitudenvermindierungen (Johannsen 1971).

Durch eine Hochpaß-Filterung wird eine Heranziehung des dc-Potentials zur Auswertung der Meßergebnisse unmöglich gemacht, da hierfür zusammenhängende dc-verstärkte EEG-Abschnitte über einige Sekunden benötigt werden (Finkenzeller und Keidel 1975). Durch Hochpaß-Filterung wird somit auf ein wertvolles Werkzeug in der objektiven Audiometrie (Keidel 1971, 1972) verzichtet.

Die mit Hochpaß-Filterung durchgeführte Elimination von Drift und von Veränderungen des Basislinienpotentials (Desmedt 1977) kann durch andere Methoden (z.B. Drift-Kompensation und Basislinienkorrektur (s. Kap. VI d)) ersetzt werden.

Auf der anderen Seite erzeugt auch Tiefpaß-Filterung Distorsionen von Amplituden und Zeitverhältnissen bei späten akustisch evozierten Potentialen (Desmedt 1977).

Zur Untersuchung des Einflusses einer analogen Tiefpaß-Filterung auf evozierte Potentiale wurden deutlich mit Muskelartefakten behaftete EEG-Abschnitte von einem Probanden abgeleitet. Sie wurden sowohl ohne als auch mit einer 25-Hz-Tiefpaß-Filterung registriert und anschließend getrennt gemittelt.

Durch die Filterung wurden die Auswirkungen der Muskelartefakte sowohl im einzelnen EEG-Abschnitt als auch im Summenpotential deutlich vermindert (Bild 12). Allerdings mußte schon bei dieser Filterung mit einem 25-Hz-Filter eine Amplitudenverminderung auf etwa die Hälfte in Kauf genommen werden.

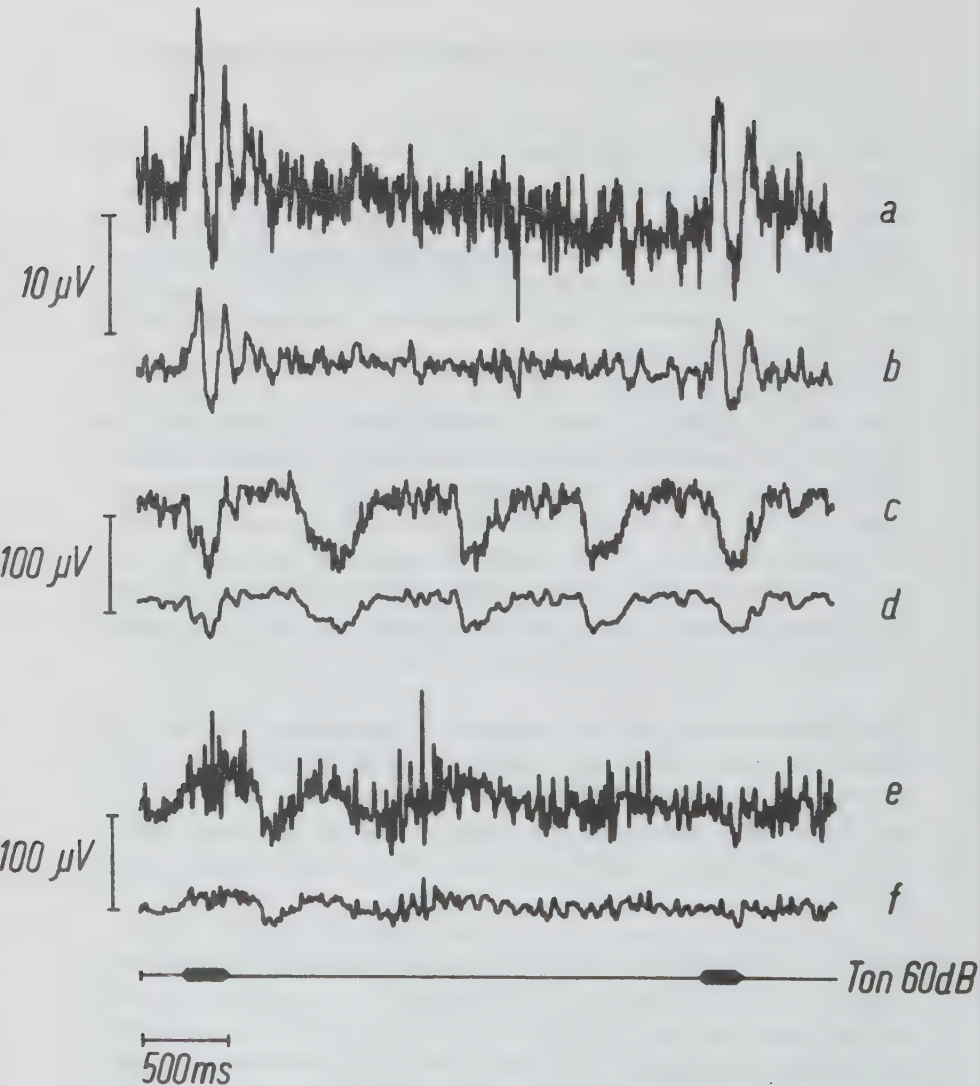


Bild 12: Die Auswirkungen der Muskelartefakte auf das Summenpotential (a) können durch analoge Filterung weitgehend vermindert werden, wobei allerdings eine Amplitudenverminderung auf die Hälfte in Kauf genommen werden muß (b). Bei den EEG-Abschnitten zeigt sich, daß die niederfrequenten Lidschlagartefakte (c) nur mäßig vermindert werden (d), während Muskelartefakte (e) weitgehend eliminiert werden (f).

6.2 Digitale Hoch- und Tiefpaß-Filterung

Neben den analogen Filtern werden bei der Messung evozierter Potentiale auch digitale Hoch- und Tiefpaß-Filter benutzt. Sie haben mehrere Vorteile:

Die Filterung kann mit idealen Bauteilen durchgeführt werden, die Sperrdämpfung kann vergrößert werden und die durch die Filterung entstehenden Laufzeitverschiebungen sind einfacher korrigierbar (Hönerloh und Kletti 1978).

Eine digitale Tiefpaß-Filterung ist beispielsweise mit der Filtergleichung

$$\bar{x}(t) = \frac{1}{4}x(t-4\text{ms}) + \frac{1}{2}x(t) + \frac{1}{4}x(t+4\text{ms});$$

möglich. Dieses digitale Filter weist ein laufzeitneutrales Verhalten auf (Dawson und Doddington 1973, Hönerloh und Kletti 1978). Die Filtercharakteristik kann durch die Verwendung anderer Koeffizienten verändert werden.

Die mehrmalige Anwendung der obigen Filtergleichung hintereinander bewirkt ebenfalls eine Veränderung der Filtercharakteristik. Für zweimalige Anwendung ergibt sich

$$\bar{x}(t) = \frac{1}{16}x(t-8\text{ms}) + \frac{4}{16}x(t-4\text{ms}) + \frac{6}{16}x(t) + \frac{4}{16}x(t+4\text{ms}) + \frac{1}{16}x(t+8\text{ms});$$

und bei dreimaliger Anwendung

$$\bar{x}(t) = \frac{1}{64}x(t-12\text{ms}) + \frac{6}{64}x(t-8\text{ms}) + \frac{15}{64}x(t-4\text{ms}) + \frac{20}{64}x(t) + \frac{15}{64}x(t+4\text{ms}) + \frac{6}{64}x(t+8\text{ms}) + \frac{1}{64}x(t+12\text{ms});.$$

Die praktische Anwendung zeigt, daß vor allem die erstmalige Anwendung dieses digitalen Filters die Auswirkungen der Muskelartefakte deutlich vermindert, während durch anschließende weitere Anwendungen eine weitere Verminderung des Artefakteinflusses kaum mehr erreicht wird (Bild 13).

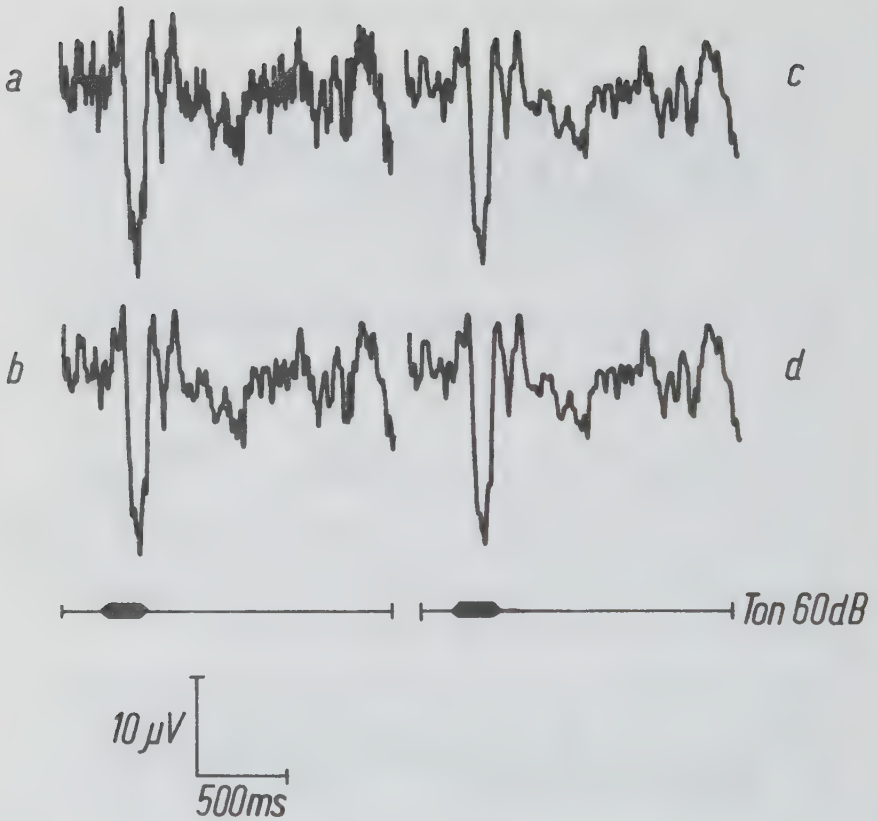


Bild 13: Ein von Muskelartefakten beeinflusstes Summenpotential (a) nach ein- (b), zwei- (c) und dreimaliger (d) digitaler Filterung. Die Auswirkungen der Muskelartefakte werden vor allem durch die erste digitale Filterung deutlich vermindert.

Die Amplituden der Potentiale vermindern sich mit zunehmender Anzahl der hintereinander durchgeführten Mittelungen, wobei kleine Wellen schnell ganz verschwinden.

Aus der Filtergleichung ergibt sich, daß die Filterung der EEG-Abschnitte zum selben Ergebnis führt wie die Filterung des Summenpotentials. Eine digitale Filterung des Summenpotentials ist allerdings vorzuziehen, da der rechnerische Aufwand erheblich geringer ist und das Vorgehen dem errechneten Summenpotential angepaßt werden kann.

Eine digitale Hochpaß-Filterung ist nach denselben Prinzipien möglich. Diese kann z.B. nach der Gleichung

$$\bar{x}(t) = x(t) - \frac{1}{101}(x(t-200\text{ms}) + x(t-196\text{ms}) + \dots + x(t) + \dots + x(t+196\text{ms}) + x(t+200\text{ms}));$$

erfolgen. Hierdurch werden niederfrequente Störungen oder eine etwa vorhandene Drift eliminiert, aber genauso niederfrequente Potentialanteile wie etwa das dc-Potential (Bild 14).

6.3 Ausschuß artefaktenthaltender EEG-Abschnitte von der Mittelung

Eine Möglichkeit zur Unterdrückung des Artefakteinflusses auf die akustisch evozierten Potentiale besteht darin, EEG-Abschnitte, die Artefakte enthalten, von der Mittelung auszuschließen (Dawson 1954).

Das hierbei gebräuchlichste Kriterium für das Vorhandensein von Artefakten im EEG-Abschnitt ist das Amplitudenkriterium. Wird in einem EEG-Abschnitt ein bestimmter Spannungswert überschritten, so wird der EEG-Abschnitt von der Mittelung

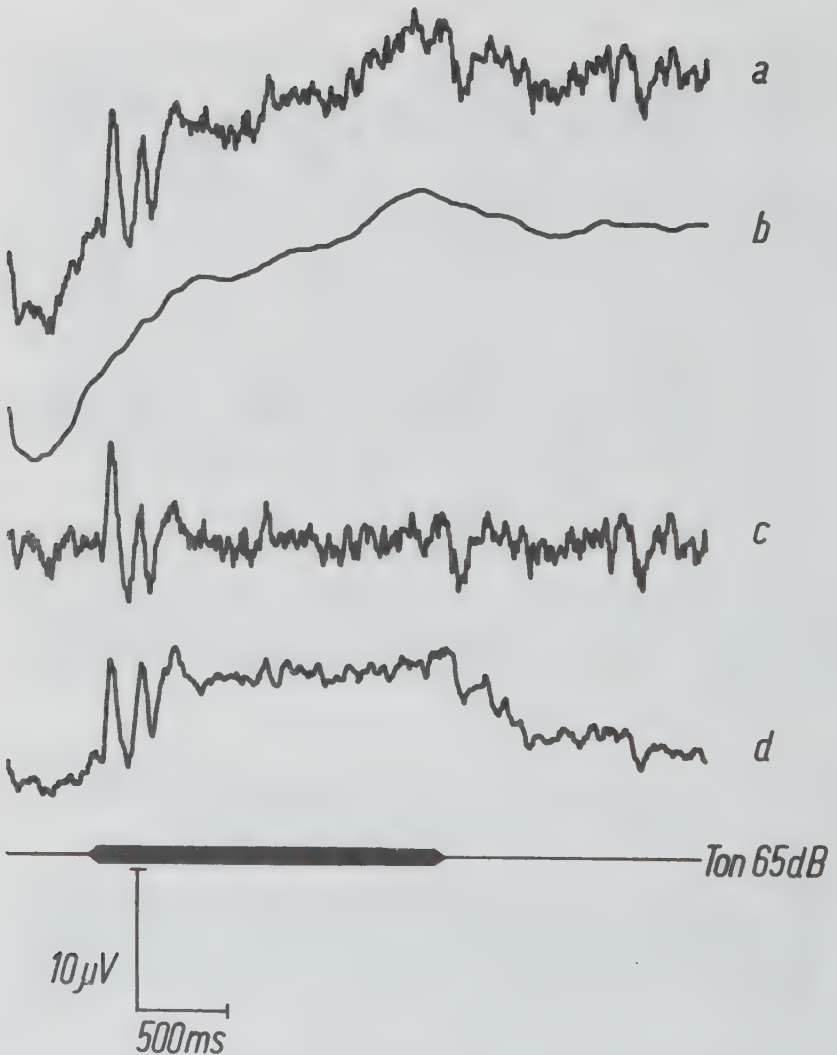


Bild 14: Das von Drift und niederfrequenten Artefakten beeinflusste Summenpotential (a) wird durch digitale Hochpaß-Filterung (Subtraktion des über 400 ms gleitend gemittelten Potentials (b)) von diesen Störungen befreit (c). Allerdings wird auch das im Vergleichspotential (d) vorhandene dc-Potential eliminiert.

ausgeschlossen, da angenommen werden kann, daß er einen Artefakt enthält (Bild 15) (Finkenzeller 1966, Satterfield 1966). Dies kann on-line schon mit Hilfe eines einfachen Mittelwertrechners in Verbindung mit einer analogen Verzögerungsleitung geschehen (Pedersen et al. 1977).

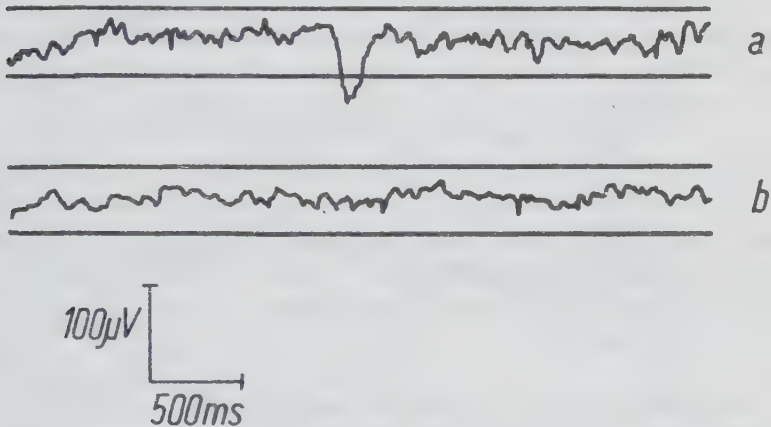


Bild 15: Der artefaktenthaltende EEG-Abschnitt (a) überschreitet den zulässigen Spannungswert und wird von der Mittelung ausgeschlossen. Der artefaktfreie EEG-Abschnitt (b) bleibt innerhalb dieser Grenzen und wird zur Mittelung herangezogen.

Wird unter dc-Bedingungen gemessen, so muß, um von einer etwa vorhandenen Gleichspannungskomponente unabhängig zu sein, statt des maximal erreichten Spannungswertes die maximale Spannungsdifferenz innerhalb eines EEG-Abschnittes als Ausschlußkriterium Verwendung finden (Finkenzeller 1969). Die Größenordnung dieses Amplitudenfensters liegt bei etwa 100 µV (Finkenzeller 1979a).

Zur Darstellung des Einflusses dieses Amplitudenfensters auf das Mittelungsergebnis wurden von einem Probanden 111 EEG-Abschnitte mit willkürlich erzeugten Artefakten abgeleitet

und in mehreren Mittelungsvorgängen unter jeweils anderer Einstellung des Amplitudenfensters gemittelt. Zum Vergleich wurden 128 artefaktarme EEG-Abschnitte abgeleitet und gemittelt (Bild 16).

Es zeigt sich, daß durch die Verwendung des Amplitudenfensters eine wesentliche Annäherung des Summenpotentials aus den EEG-Abschnitten mit den willkürlich erzeugten Artefakten an das Summenpotential aus den artefaktarmen EEG-Abschnitten erreicht werden kann.

Die beste Annäherung kann dabei erzielt werden, wenn das Amplitudenfenster weder so groß ist, daß auch EEG-Abschnitte mit Artefakten hoher Amplitude in die Mittelung einbezogen werden, noch so klein, daß das Signal-Störverhältnis durch die Mittelung zu weniger EEG-Abschnitten nicht ausreichend verbessert wird.

Ein ausreichendes Signal-Störverhältnis kann dann nur mit einer Verlängerung der Untersuchungszeit zu Lasten des Probanden ausgeglichen werden. Eine solche Verlängerung der Untersuchungszeit vergrößert den Aufwand der Messung und ist auch nur in beschränktem Maße effektiv, da mit zunehmender Untersuchungszeit die Artefakthäufigkeit wegen der Ermüdung des Probanden zunimmt, und durch Ermüdungserscheinungen oder Habituation Verfälschungen der Potentiale auftreten können (Spreng 1967, Keidel 1973, Hönerloh und Kletti 1981).

Die Einstellung des Amplitudenfensters muß daher individuell erfolgen. Während es bei einer trainierten Versuchsperson so eingestellt werden kann, daß sogar EEG-Abschnitte mit kleinen Artefakten von der Mittelung ausgeschlossen werden, muß es bei unruhigen Probanden so eingestellt sein, daß nur EEG-Abschnitte mit Artefakten sehr großer Amplitude eliminiert werden.

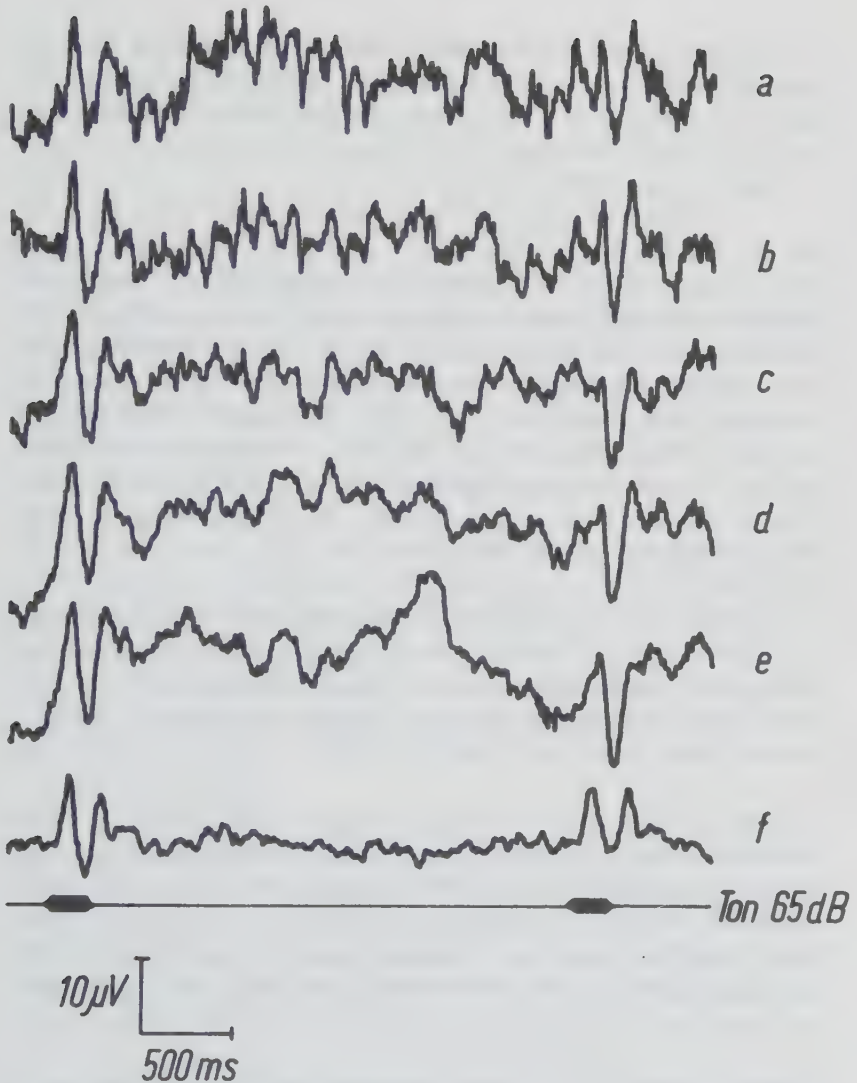


Bild 16: Mittelung artefaktenthaltender EEG-Abschnitte mit unterschiedlich eingestelltem Amplitudenfenster. Die größte Annäherung an das Vergleichspotential (f) wird bei einer Einstellung zwischen 125 und 160 μV (b und c) erreicht. Bei engerer Einstellung (75 μV , a) stehen nicht mehr genügend EEG-Abschnitte zur Mittelung zur Verfügung, bei weiterer Einstellung (220 μV , d) oder ohne Amplitudenfenster (e) schlagen Artefakte deutlich auf das Ergebnis durch.

Eine solche individuelle Einstellung kann dadurch erreicht werden, daß das Amplitudenfenster während der Messung jeweils so verändert wird, daß ein vorgegebener Anteil der EEG-Abschnitte verworfen wird (Skogstad Nielsen et al. 1971, Karnahl et al. 1977).

Werden zusätzliche Elektroden nah beim Ursprung etwaiger Artefaktpotentiale eingesetzt, so können diese wegen ihrer dann höheren Amplitude leichter erkannt werden und die artefakthaltigen EEG-Abschnitte sicherer von der Mittelung ausgeschlossen werden (Satterfield 1966). Dies kann durch zusätzliche Registrierung des EOG geschehen (Debecker und Carmeliet 1974, Demaire und Coquery 1977, Picton und Smith 1978), um augenbedingte Artefakte zu eliminieren, oder durch Elektroden am Kinn zur Erkennung von zungenbedingten Artefakten (Whitton et al. 1978).

Auch durch die gleichzeitige Anwendung von Amplituden- und Frequenzkriterien können artefaktenthaltende EEG-Abschnitte erkannt werden (Salomon et al. 1973, John et al. 1977), wie auch durch alleinige Anwendung der Frequenzanalyse (Gevins et al. 1977).

Bei der selektiven Mittelung aufgrund einer Korrelationsberechnung kann ebenfalls ein Artefaktausschluß erreicht werden (Pfurtscheller 1972, Pfurtscheller und Cooper 1975), doch ist hierbei zu bedenken, daß durch Auswahl bestimmter EEG-Abschnitte nach der Kreuzkorrelation jedes Ergebnis bestätigt werden kann (David et al. 1971) und deshalb die Ergebnisse genau zu überprüfen sind.

Dieser Nachteil wird beim Artefaktausschluß auf dem Boden der Rangkorrelation (Maresch et al. 1980) vermieden. Jedoch ist auch hier Sorgfalt geboten, weil eine in Phase mit der erwarteten Reizantwort auftretende EEG-Welle meist als Sig-

nal interpretiert wird, was zur Konstruktion von Reizantworten aus EEG-Abschnitten führen kann, in denen keine Reizantwort vorhanden ist (Maresch 1977).

6.4 Driftkompensation und Basislinienkorrektur

Bei Messungen akustisch evozierter Potentiale kann es dazu kommen, daß sich die Polarisation einer Elektrode in der Versuchszeit kontinuierlich ändert. Dies hat bei Messungen unter dc-Bedingungen zur Folge, daß die EEG-Abschnitte kontinuierlich steigen oder fallen. Diese Drift wird durch die Summation der einzelnen EEG-Abschnitte ebenfalls summiert und erscheint verstärkt im Summenpotential.

Zusätzlich können die EEG-Abschnitte auch noch in konstanter Weise von der Basislinie abweichen. Auch diese Basislinienabweichung erscheint verstärkt im Summenpotential (Bild 17).

Zur Driftkompensation eignen sich zwei Methoden, die im Gegensatz zur ebenfalls möglichen Driftelimination durch Hochpaß-Filterung keine Veränderung von Amplituden und Zeitverhältnissen bewirken:

1. Es wird jeweils ein kurzer Abschnitt am Anfang und Ende eines jeden EEG-Abschnittes digital gemittelt. Aus diesen Werten wird die Drift über den ganzen EEG-Abschnitt berechnet und durch Drehung kompensiert (Finkenzeller 1979a). Diese Methode ist gegen artefaktbedingte Potentialänderungen am Anfang und am Ende der EEG-Abschnitte anfällig.

2. Es wird jeweils das Integral über die erste und die zweite Hälfte des EEG-Abschnittes bestimmt. Aus dem Ergebnis wird berechnet, wie der EEG-Abschnitt gedreht werden muß, damit beide Integrale den gleichen Wert erhalten. Wird diese Drehung durchgeführt, so ist die Drift kompensiert (Bild 17).

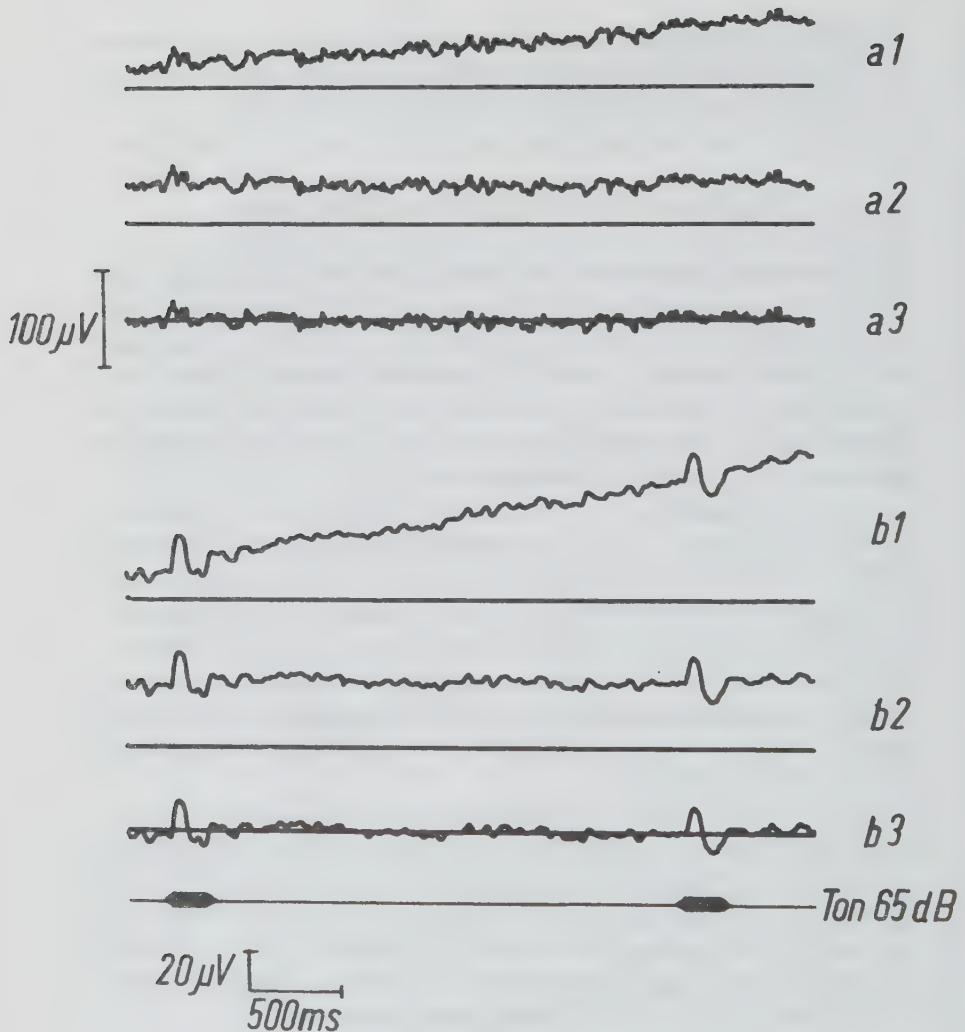


Bild 17: EEG-Abschnitt (a1) oder Summenpotential (b1) sind oft von Drift und Basislinienabweichung gestört. Durch Driftkompensation (a2, b2) und anschließende Basislinienkorrektur (a3, b3) können beide Störungen sowohl im EEG-Abschnitt als auch im Summenpotential beseitigt werden.

An die Driftkompensation kann in einfacher Weise die Basislinienkorrektur angeschlossen werden. Hierzu wird die durchschnittliche Abweichung des EEG-Abschnittes von der Basislinie berechnet und der EEG-Abschnitt um diesen Wert vertikal verschoben (Bild 17).

Aus der Art der Kompensationsverfahren ergibt sich, daß Drift- und Basislinienkorrektur sowohl vor als auch nach der Summation durchgeführt werden können und jeweils zum selben Ergebnis führen.

7. ENTWICKLUNG ARTEFAKTSPEZIFISCHER VERFAHREN ZUR ERKENNUNG UND UNTERDRÜCKUNG VON ARTEFAKTEN

Ein ideales Artefaktunterdrückungsverfahren müßte den Einfluß von Artefakten auf das Mittelungsergebnis vollständig unterdrücken, dabei die evozierten Potentiale nicht verfälschen, keinen Informationsverlust und damit keine Verlängerung der Untersuchungszeit verursachen und ohne individuelle Einstellung auf den Probanden und Belästigung des Probanden arbeiten.

Nachdem alle bisher dargestellten Methoden zur Artefaktunterdrückung mehr oder weniger weit von diesen Anforderungen abweichen, wird versucht, ein neues Verfahren zu entwickeln, das die oben genannten Anforderungen möglichst weitgehend erfüllt.

Um ein brauchbares Ergebnis zu erhalten, ist es bei der Entwicklung eines Artefaktunterdrückungsverfahrens notwendig, zwischen einzelnen Artefakttypen zu unterscheiden und für jeden Typ ein eigenes Erkennungs- und Unterdrückungsverfahren zu schaffen (Beatty und Figueroa 1975).

Bei den späten akustisch evozierten Potentialen bietet sich eine Aufteilung an in:

- 1) Gleichspannungsartefakte (Drift, Basislinienabweichung)
- 2) niederfrequente Artefakte (Augenbewegung, Lidschlag, Bewegung)
- 3) hochfrequente Artefakte (Muskelartefakte)

Für jeden Artefakttyp wird in 4 Schritten ein Erkennungs- und Unterdrückungsverfahren entwickelt:

- 1) Es werden jeweils geeignete Daten gefunden, die es erlauben, Artefakte von nicht-Artefakten sicher zu unterscheiden.

- 2) Es wird jeweils ein artefaktspezifisches Unterdrückungsverfahren erstellt, das die oben genannten Anforderungen möglichst weitgehend erfüllt.
- 3) Die im Erkennungs- und Unterdrückungsverfahren verwendeten Parameter werden diskutiert.
- 4) Die Wirkung des Unterdrückungsverfahrens auf artefaktfreie EEG-Abschnitte wird untersucht.

7.1 Artefakterkennung und -unterdrückung für Gleichspannungsartefakte

Die im Kap. VI d beschriebenen Methoden zur Drift- und Basislinienkorrektur erfüllen die oben genannten Anforderungen weitgehend und können in das zu entwickelnde Artefaktunterdrückungsverfahren übernommen werden. Hier dienen sie zur Unterdrückung von Gleichspannungsartefakten und gleichzeitig als Voraussetzung für die daran anschließenden Artefaktunterdrückungsverfahren für nieder- und hochfrequente Artefakte, für die EEG-Abschnitte ohne Drift und Basislinienabweichung notwendig sind.

7.2 Artefakterkennung und -unterdrückung für niederfrequenten Artefakte

7.2.1 Erkennungsverfahren

Bei niederfrequenten Artefakten liegt, im Gegensatz zu artefaktfreien EEG-Abschnitten, eine größere Abweichung des EEG-Abschnitts von der Basislinie über einen längeren Zeitraum vor. Zur Unterscheidung zwischen hoch- und niederfrequenten Artefakten wird jeder EEG-Abschnitt einer gleitenden Mittelung über 80 ms unterzogen:

$$\bar{x}(t) = \frac{1}{21} (x(t-40\text{ms}) + x(t-36\text{ms}) + \dots + x(t) + \dots + x(t+36\text{ms}) + x(t+40\text{ms}));$$

Während hochfrequente Artefakte durch diese Mittelung nahezu eliminiert werden, bleiben niederfrequente Artefakte als deutliche Abweichung von der Basislinie erhalten, wodurch sie sich auch von den physiologischen EEG-Schwankungen unterscheiden (Bild 18).

Eine automatische Erkennung der Artefakte läßt sich nun dadurch erreichen, daß jeder Wert $x(t)$ des EEG-Abschnitts dann als artefaktbeeinflußt angesehen wird, wenn der gemittelte Wert $\bar{x}(t)$ um mehr als einen festgesetzten Schwankungswert s von der Basislinie abweicht. Eine sichere Unterscheidung ist damit möglich (Bild 18).

$\bar{x}(t) > s \Rightarrow x(t)$ ist artefaktbeeinflußt;

Bei der Bewertung dieser Artefakterkennung muß berücksichtigt werden, daß ein Artefakt oft nicht schon bei Beginn seinen maximalen Wert erreicht und daß durch die Mittelung eine gewisse zeitliche Unschärfe entsteht. Beidem wird dadurch Rechnung getragen, daß in einem Zeitintervall von 40 ms um jeden durch obiges Erkennungsverfahren als artefaktbeeinflußt erkannten Meßwert herum alle Meßwerte ebenfalls als artefaktbeeinflußt angesehen werden.

$\bar{x}(t) > s \Rightarrow$ Die Meßwerte von $x(t-20\text{ms})$ bis $x(t+20\text{ms})$
sind ebenfalls artefaktbeeinflußt;

Auf diese Weise wird erreicht, daß nicht nur die Artefaktspitze, sondern auch der Anfang und das Ende des Artefaktes in dem als artefaktbeeinflußt erkannten Bereich liegen (Bild 18).

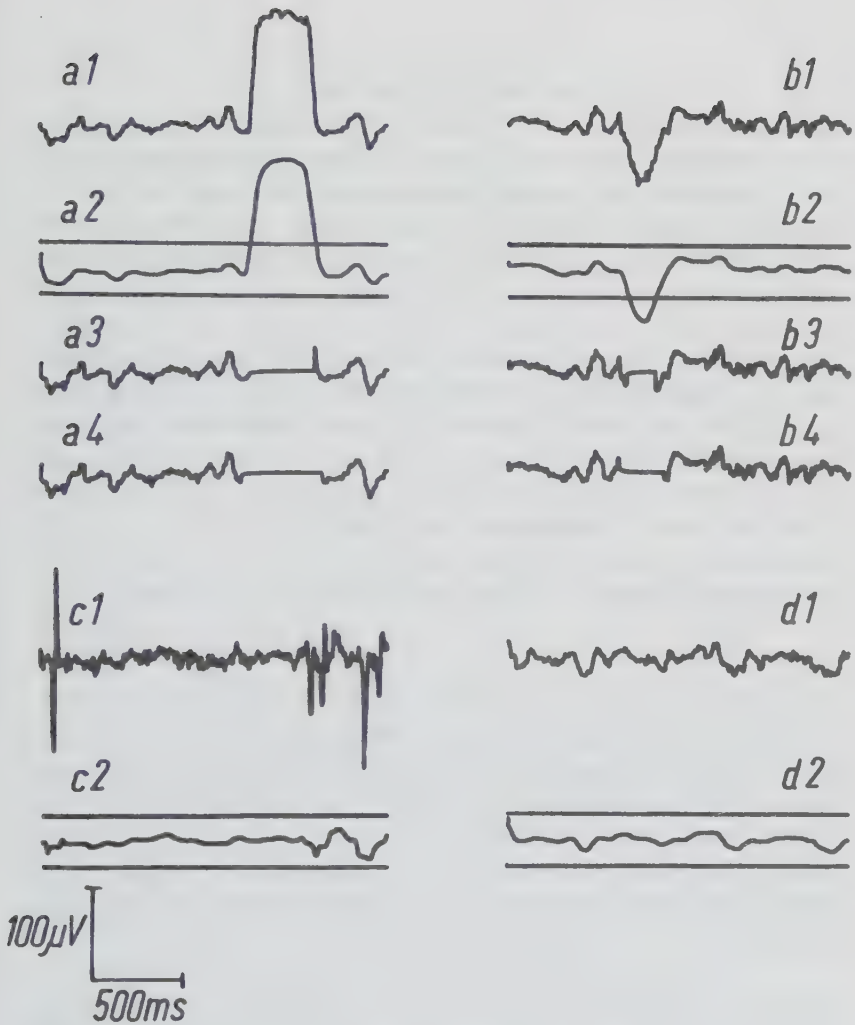


Bild 18: Augenbewegungs- (a1) und Lidschlagartefakt (b1) überschreiten in der gleitenden Mittelung (a2 und b2) den zulässigen Schwankungswert, werden als Artefakte erkannt und durch Nullsetzen eliminiert (a3 und b3). Um jeden als artefaktbeeinflusst erkannten Wert herum gelten in ± 20 ms alle Werte ebenfalls als artefaktbeeinflusst, wodurch Anfang und Ende der Artefakte ebenfalls erfaßt werden (a4 und b4). EEG-Abschnitte mit Muskelartefakten (c1) oder ohne Artefakte (d1) überschreiten in der gleitenden Mittelung die zulässige Schwankung nicht (c2 und d2) und bleiben unverändert.

7.2.2

Unterdrückungsverfahren

Die im Kapitel VIc beschriebene Artefaktunterdrückung durch die Elimination von artefaktenthaltenden EEG-Abschnitten beseitigt zwar den Artefakteinfluß sicher, ist aber mit hohem Informationsverlust und allen daraus entstehenden Nachteilen belastet.

Es liegt daher nahe, dieses Verfahren in der Art abzuwandeln, daß nicht mehr der ganze EEG-Abschnitt bei Vorhandensein eines Artefaktes verworfen wird, sondern nur noch die Meßwerte des EEG-Abschnittes, die durch obiges Erkennungsverfahren als artefaktbeeinflußt erkannt worden sind. Diese Meßwerte werden nullgesetzt (Bild 18).

Für den artefaktbereinigten EEG-Abschnitt $e(t)$ ergibt sich:

$$e(t) = \begin{cases} 0 & \text{wenn } x(t) \text{ als artefaktbeeinflußt erkannt} \\ x(t) & \text{wenn } x(t) \text{ nicht artefaktbeeinflußt} \end{cases} ;$$

Von den so artefaktbereinigten EEG-Abschnitten kann zur Berechnung des evozierten Potentials nicht durch einfache Division der Durchschnitt ermittelt werden, da hierbei eine Maßstabsverzerrung auftreten würde, weil die Anzahl der für jeden Wert des Summenpotentials addierten und nicht durch die Artefaktunterdrückung nullgesetzten EEG-Meßwerte unterschiedlich ist.

Vielmehr muß die Durchschnittsbildung für jeden Zeitpunkt mit dem Divisor $d(t)$ erfolgen, der sich aus der Anzahl der EEG-Meßwerte ergibt, die zu diesem Zeitpunkt nicht nullgesetzt sind.

Für die Berechnung des evozierten Potentials $p(t)$ aus n artefaktbereinigten EEG-Abschnitten ergibt sich:

$$p(t) = \frac{1}{d(t)} \sum_{i=1}^n e_i(t);$$

7.2.3

Diskussion der Parameter

Je länger der Zeitraum ist, über den im Erkennungsverfahren gleitend gemittelt wird, desto mehr werden hochfrequente Potentiale (Muskelartefakte) verkleinert. Allerdings werden die Grenzen von niederfrequenten Artefakten schwerer festlegbar und ihre Amplituden verkleinert, so daß die Unterscheidung zwischen Artefakten und physiologischen EEG-Schwankungen erschwert wird. Je kleiner andererseits der Mittelungszeitraum ist, desto weniger werden Muskelartefakte verkleinert, während niederfrequente Artefakte in bezug auf Amplituden und Grenzen weniger beeinflusst bleiben (Bild 19).

Wird eine Mittelungsdauer von 80 ms gewählt, so werden niederfrequente Artefakte sicher erkannt, während Muskelartefakte nicht zu einem Ansprechen des Erkennungsverfahrens führen.

Das Zeitintervall um jeden aufgrund der Überschreitung des Schwellenwertes als artefaktbeeinflusst erkannten Wert herum, in dem alle Meßwerte ebenfalls als artefaktbeeinflusst angesehen werden, muß dem Mittelungszeitraum angepaßt sein. Bei einem Mittelungszeitraum von 80 ms ist ein Zeitintervall von 40 ms angemessen. Wird dieses Zeitintervall benutzt, so liegen auch die Grenzen der meisten Artefakte in dem als artefaktbeeinflusst erkannten Bereich, während der Informationsverlust andererseits gering gehalten wird.

Über die erforderliche zulässige Schwankungsbreite im Erkennungsverfahren können keine allgemein gültigen Aussagen getroffen werden. Die Einstellung muß vielmehr individuell erfolgen.

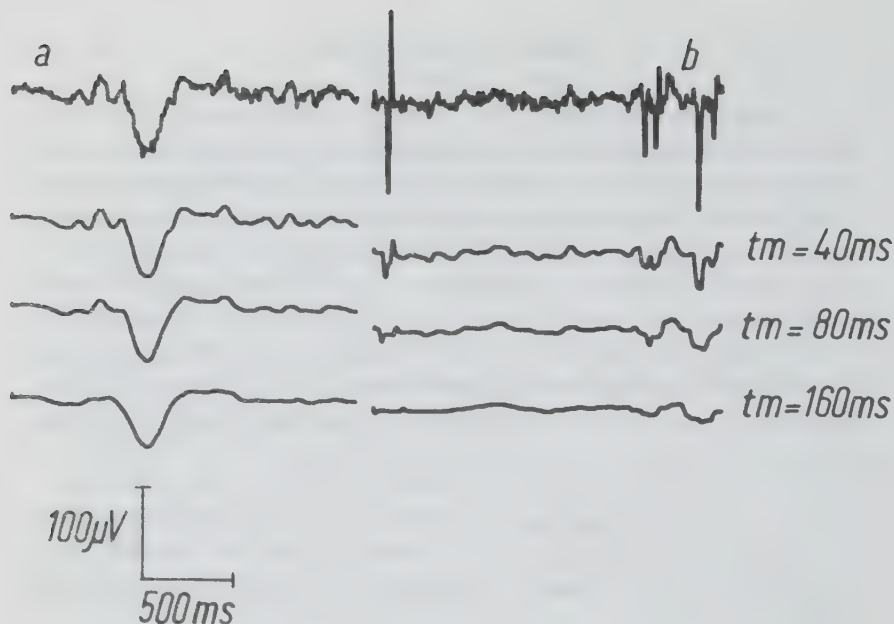


Bild 19: Werden die EEG-Abschnitte im Artefakterkennungsverfahren über 40 ms gleitend gemittelt, so sind Muskelartefakte (b) noch nicht genügend reduziert. Erfolgt die gleitende Mittelung über 160 ms, so werden auch niederfrequente Artefakte (z.B. Lidschlagartefakte (a)) deutlich in ihrer Amplitude reduziert und schwerer erkennbar. Ein ausreichender Kompromiß zwischen beiden unerwünschten Effekten wird bei einer Mittelungsdauer von 80 ms erzielt.

Werden artefaktfreie EEG-Abschnitte zur Artefakterkennung über 80 ms gleitend gemittelt, so wird eine Schwankung von 20 bis 30 μV im allgemeinen nicht überschritten, während artefaktenthaltende EEG-Abschnitte in der Mittelung diese Grenzen überschreiten und so als Artefakte erkannt werden.

Treten allerdings in den EEG-Abschnitten sehr viele Artefakte auf, so hat eine solch enge Begrenzung der zulässigen Schwankungsbreite zur Folge, daß sehr viele EEG-Meßwerte

nullgesetzt werden, wodurch für eine effiziente Mittelung zum evozierten Potential nicht mehr genügend Meßwerte zur Verfügung stehen. In solchen Fällen muß die zulässige Schwankungsbreite erhöht werden, damit nur noch große Artefakte erkannt und eliminiert werden.

7.2.4 Wirkung des Unterdrückungsverfahrens auf artefaktfreie EEG-Abschnitte

Zur Untersuchung der Wirkung des Artefaktunterdrückungsverfahrens auf artefaktfreie EEG-Abschnitte wurden aus 64 artefaktfreien EEG-Abschnitten jeweils willkürlich ausgewählte Abschnitte durch das Artefaktunterdrückungsverfahren nullgesetzt. Anschließend wurde von den EEG-Abschnitten, wie unter b2 beschrieben, der Durchschnitt gebildet. Die durchschnittliche Anzahl der EEG-Werte, über die der Durchschnitt gebildet wurde, betrug 37.

Anschließend wurde von 37 der schon oben verwendeten EEG-Abschnitte in herkömmlicher Weise der Durchschnitt gebildet. Es zeigt sich, daß zwischen beiden Mittelungen keine wesentlichen Unterschiede bestehen, insbesondere nicht im Hinblick auf Form, Latenz und Amplitude der evozierten Potentiale (Bild 20).

Artefaktfreie EEG-Abschnitte werden also durch das Artefaktunterdrückungsverfahren nicht verfälscht.

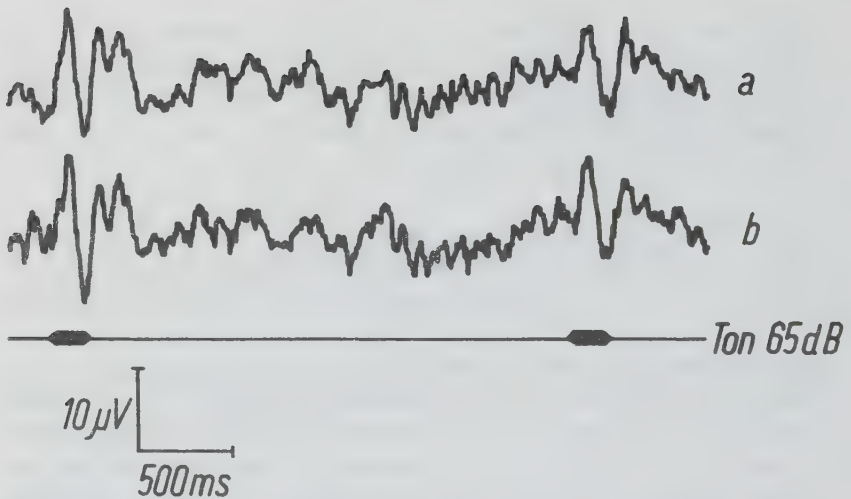


Bild 20: Zwischen einer Mittelung von mit dem Artefaktunterdrückungsverfahren für niederfrequente Artefakte behandelten artefaktfreien EEG-Abschnitten (a) und einer Mittelung unbehandelter artefaktfreier EEG-Abschnitte (b) zeigt sich kaum ein Unterschied. Dieses Artefaktunterdrückungsverfahren beeinflusst evozierte Potentiale bei Anwendung auf artefaktfreie EEG-Abschnitte also nicht.

7.3 Artefakterkennungs- und Unterdrückungsverfahren für hochfrequente Artefakte

7.3.1 Erkennungsverfahren

Hochfrequente Artefakte (i.a. Muskelartefakte) sind durch starke Potentialschwankungen in kurzer Zeit gekennzeichnet. Um die hochfrequenten Artefakte von den niederfrequenten unterscheiden zu können, die ebenfalls starke Potentialschwankungen hervorrufen, werden die Differenzen $f(t)$ zwischen den aufeinanderfolgenden EEG-Meßwerten gebildet:

$$f(t) = x(t) - x(t - 4\text{ms});$$

Es zeigt sich, daß die Differenzen $f(t)$ bei artefaktfreien oder nur mit niederfrequenten Artefakten behafteten EEG-Abschnitten den Wert von $\pm 10 \mu V$ selten und den Wert von $\pm 15 \mu V$ fast nie überschreiten, während die Differenzen muskelpotentialenthaltender EEG-Abschnitte dort diese Werte deutlich überschreiten, wo Muskelartefakte vorhanden sind, und hierbei Werte von bis zu $\pm 100 \mu V$ erreichen (Bild 21).

Eine automatische Erkennung von hochfrequenten Artefakten wird nun dadurch erreicht, daß der EEG-Meßwert $x(t)$ dann als artefaktbeeinflußt angesehen wird, wenn der Absolutbetrag der Differenz $f(t)$ einen festgelegten Schwellenwert w übersteigt.

$$|f(t)| > w \Rightarrow x(t) \text{ ist artefaktbeeinflußt;}$$

7.3.2 Unterdrückungsverfahren

Eine selektive Elimination von hochfrequenten Artefakten kann erreicht werden, wenn alle Differenzen aufeinanderfolgender Werte, die einen festgelegten Schwellenwert w übersteigen, auf diesen Wert reduziert werden. Der Schwellenwert wird hierbei so festgelegt, daß er von EEG-Abschnitten ohne hochfrequente Artefakte kaum erreicht wird.

Für den artefaktbereinigten EEG-Abschnitt $a(t)$ ergibt sich:

$$a(t) = \begin{cases} x(t) & \text{für } f(t) < |w| \\ x(t - 4ms) + w & \text{für } f(t) > w \\ x(t - 4ms) - w & \text{für } f(t) < -w \end{cases} ;$$

Somit werden die durch die Artefakte erzeugten starken Potentialschwankungen in kurzer Zeit auf ein bei artefaktfreien Potentialen vorkommendes Maß reduziert und die Artefakte somit weitgehend unterdrückt.

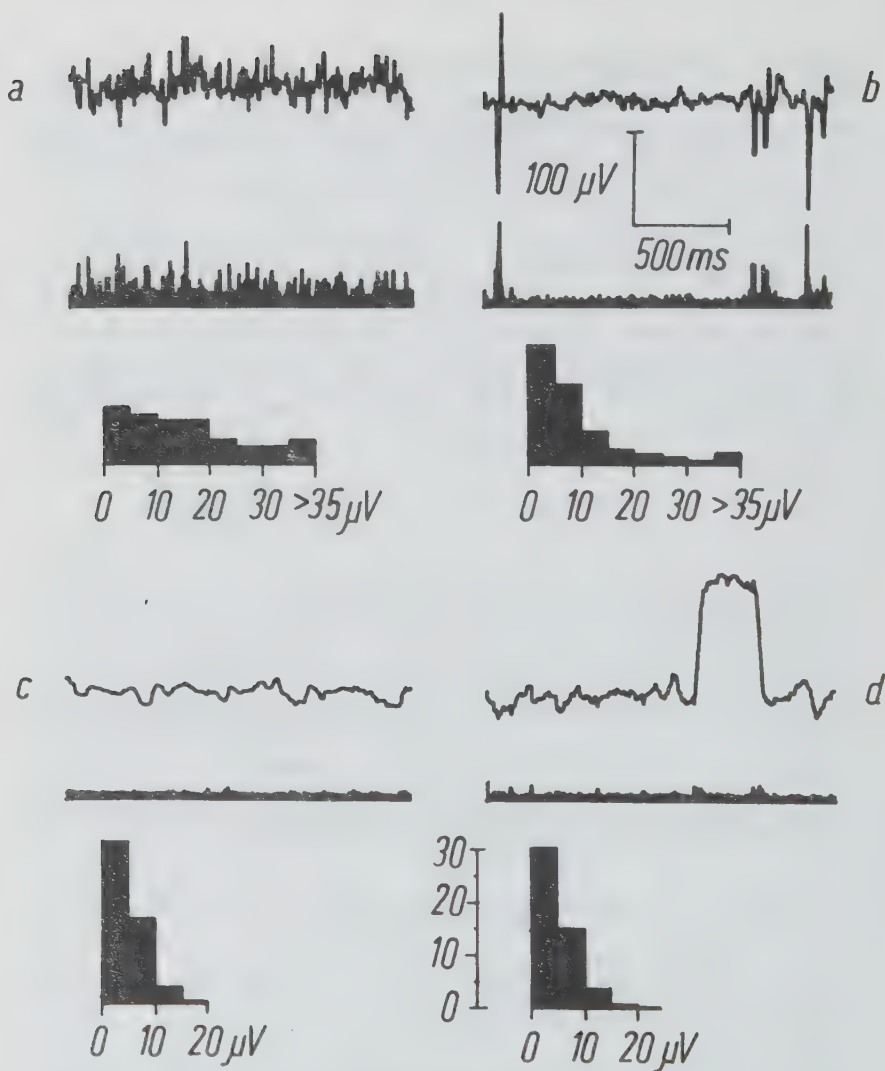


Bild 21: Unter den EEG-Abschnitten sind jeweils die Differenzen der aufeinander folgenden Meßwerte und die Histogramme dieser Differenzen abgebildet. Es zeigt sich, daß diese Differenzen bei EEG-Abschnitten dort, wo Muskelartefakte vorhanden sind (a u. b), 10 μV deutlich übersteigen und bis zu 100 μV erreichen. Bei artefaktfreien (c) oder nur mit niederfrequenten Artefakten (d) behafteten EEG-Abschnitten überschreiten sie nur selten 10 μV .

7.3.3

Diskussion der Parameter

Nachdem die Differenzen $f(t)$ bei artefaktfreien EEG-Abschnitten nur in ca. 5% $10 \mu V$ übersteigen und dabei höchstens Werte von $20 \mu V$ erreichen, kann zur Artefaktunterdrückung ein maximaler Differenzwert von $10 \mu V$ gewählt werden. Dabei werden die hochfrequenten Artefakte weitgehend vermindert, während artefaktfreie EEG-Abschnitte durch das Unterdrückungsverfahren kaum verändert werden (Bild 22).

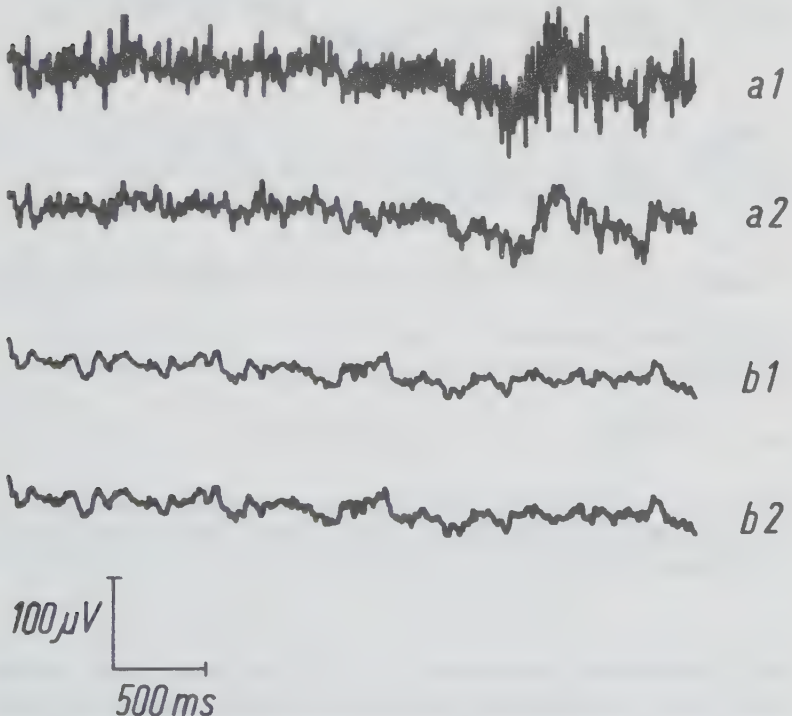


Bild 22: Der mit Muskelartefakten behaftete EEG-Abschnitt (*a1*) wird durch das Artefaktunterdrückungsverfahren weitgehend von diesen Artefakten befreit (*a2*), während der artefaktfreie EEG-Abschnitt (*b1*) unbeeinflusst bleibt (*b2*).

7.3.4 Wirkung des Unterdrückungsverfahrens auf artefakt- freie EEG-Abschnitte

Um die Wirkung dieses Unterdrückungsverfahrens auf artefakt-
freie EEG-Abschnitte zu prüfen, wurde von 32 solchen Ab-
schnitten zweimal der Durchschnitt gebildet, und zwar einmal
mit und einmal ohne Reduzierung der Differenzen auf $10 \mu\text{V}$
(Bild 23).

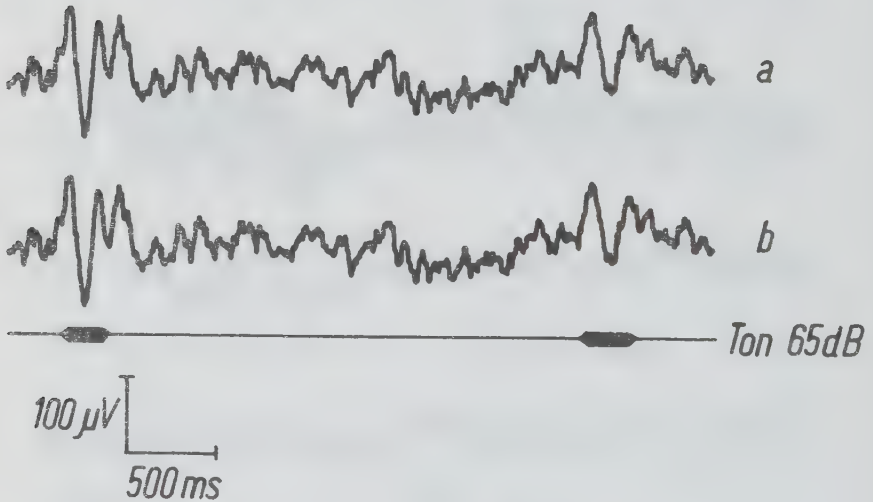


Bild 23: Zwischen einer Mittelung artefaktfreier EEG-Ab-
schnitte mit (a) und ohne (b) Artefaktunterdrückungsverfah-
ren für hochfrequente Artefakte besteht kein nennenswerter
Unterschied.

Die Durchschnittspotentiale sind nahezu identisch, auch in
bezug auf Latenzen und Amplituden, woraus sich ergibt, daß
das Artefaktunterdrückungsverfahren für hochfrequente Arte-
fakte keine ergebnisverfälschenden Auswirkungen auf arte-
faktfreie EEG-Abschnitte hat.

8. KOMBINIERTES ARTEFAKTSPEZIFISCHES VERFAHREN ZUR AUTOMATISCHEN ERKENNUNG UND UNTERDRÜCKUNG VON ARTEFAKTEN BEI DER MESSUNG SPÄTER AKUSTISCH EVOZierter POTENTIALE

Ein effizientes Artefaktunterdrückungsverfahren für Gleichspannungsartefakte und für hoch- und niederfrequente Artefakte läßt sich aus den im Kapitel VII dargestellten Einzelverfahren kombinieren. Jeder EEG-Abschnitt durchläuft dabei folgende Schritte:

1. Elimination der Drift
2. Elimination des Basis-Gleichspannungspotentials
3. Gleitende digitale Mittelung zur Erkennung der EEG-Meßwerte, die von niederfrequenten Artefakten beeinflusst sind
4. Elimination dieser Meßwerte durch Nullsetzen
5. Beschneiden der Differenzen aufeinanderfolgender Meßwerte zur Elimination von hochfrequenten Artefakten
6. Addition der behandelten EEG-Abschnitte zum Summenspeicher
7. Ermittlung der Anzahl der für jeden Wert des Summenspeichers addierten, nicht nullgesetzten EEG-Meßwerte (Divisor)

Sind alle Einzelpotentiale dem Verfahren unterzogen, was sowohl on-line als auch off-line geschehen kann, so erfolgt die Division der einzelnen Werte des Summenspeichers durch den jeweiligen Divisor. Als Ergebnis der Division ergibt sich das artefaktbereinigte akustisch evozierte Potential.

9.

ERGEBNISSE

1. Um die Beeinflussung akustisch evozierter Potentiale durch das Artefaktunterdrückungsverfahren bei der Anwendung auf artefaktenthaltende EEG-Abschnitte zu untersuchen, wurden von einer Versuchsperson unter gleichen Versuchsbedingungen 359 EEG-Abschnitte abgeleitet, davon 121 unter Vermeidung von Artefakten und 238 unter willkürlicher Artefaktkontamination.

Die Frage war, ob durch das Artefaktunterdrückungsverfahren aus den artefaktbehafteten EEG-Abschnitten ein Ergebnis gewonnen werden kann, das sich dem Ergebnis aus den artefaktfreien EEG-Abschnitten angleicht und diesem in Latenzen und Amplituden möglichst nahe kommt.

Es zeigt sich, daß durch die Artefaktunterdrückung eine wesentliche Annäherung des Summenpotentials der artefaktkontaminierten EEG-Abschnitte an das Summenpotential der artefaktfreien EEG-Abschnitte erreicht werden kann (Bild 24).

Das Artefaktunterdrückungsverfahren erreicht also eine Unterdrückung von Artefakten, ohne dabei das akustisch evozierte Potential zu verfälschen.

2. Es wurde der Frage nachgegangen, ob es das Artefaktunterdrückungsverfahren ermöglicht, das Ergebnis einer herkömmlichen Mittelung von EEG-Abschnitten schon durch die Anwendung des Verfahrens auf einen Teil dieser EEG-Abschnitte vorherzusagen.

Hierzu wurden von einem Probanden 256 EEG-Abschnitte abgeleitet und gemittelt. Die ersten 64 abgeleiteten EEG-Abschnitte wurden getrennt gemittelt. Auf diese 64 Abschnitte wurde weiterhin auch das neue kombinierte Artefaktunterdrückungsverfahren angewendet.

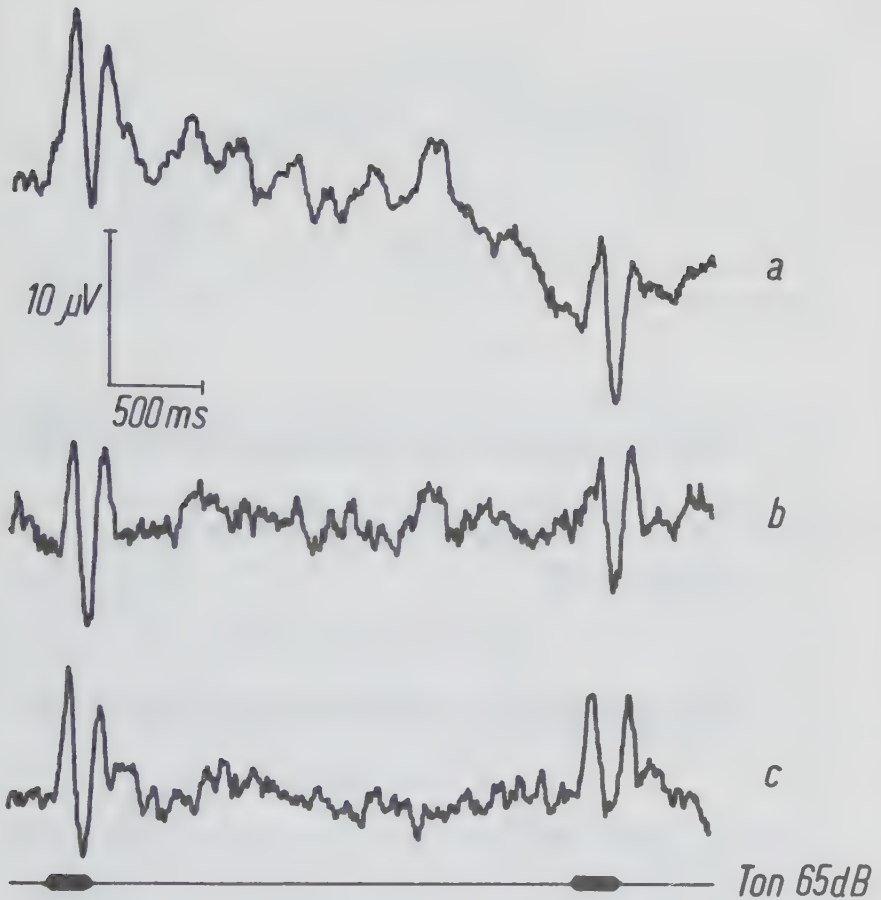


Bild 24: Das Ergebnis der Mittelung von 238 willkürlich artefaktkontaminierten EEG-Abschnitten ist von Artefakten stark überlagert (a). Durch das neu entwickelte Artefaktunterdrückungsverfahren kann das Ergebnis (b) dem einer Mittelung artefaktfreier EEG-Abschnitte angeglichen werden (c).

Die herkömmliche Mittelung der 64 Abschnitte weicht erheblich von der Mittelung der 256 EEG-Abschnitte ab. Die Anwendung des Artefaktunterdrückungsverfahrens auf diese 64 Abschnitte hingegen bewirkt eine weitgehend genaue Vorhersage des Endergebnisses (Bild 25).

Das Artefaktunterdrückungsverfahren senkt auch die Standardabweichung deutlich, die als Maß für eine Artefaktkontamination gelten kann.

Wie sich bei dieser Messung zeigt, bleibt auch das dc-Potential vom Artefaktunterdrückungsverfahren unbeeinflusst.

Von den 64 EEG-Abschnitten werden bei der Artefaktunterdrückung 20 als artefaktfrei erkannt und vollständig in die Mittelung einbezogen. Sie liefern 38% der in der Mittelung verwendeten Meßwerte. Aus den übrigen 44 EEG-Abschnitten werden jeweils Teile als artefaktbeeinflusst angesehen und eliminiert. Diese 44 EEG-Abschnitte liefern trotzdem 62% der in der Mittelung verwendeten Meßwerte. Insgesamt werden vom Artefaktunterdrückungsverfahren 18% aller Meßwerte eliminiert.

3. Um die Leistungsfähigkeit des spezifischen Artefaktunterdrückungsverfahrens gegenüber dem der Artefaktunterdrückung durch Elimination der gesamten artefaktenthaltenden EEG-Abschnitte von der Mittelung darzustellen, wurden von einer sehr unruhigen Versuchsperson 306 EEG-Abschnitte abgeleitet.

Diese Abschnitte wurden dreimal gemittelt, einmal unbehandelt, einmal unter Ausschluß aller EEG-Abschnitte, die die zulässige Schwankung von 120 μ V überschritten (Ausschluß von 109 EEG-Abschnitten) und einmal unter Anwendung des neu entwickelten Verfahrens (Bild 26).

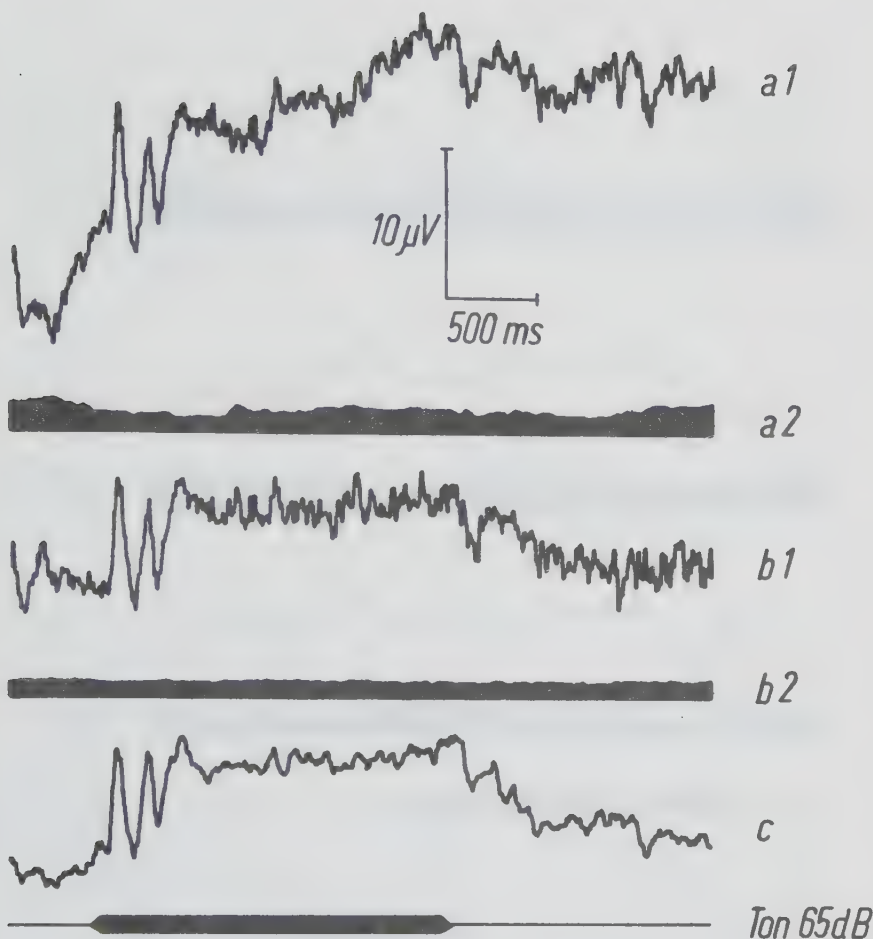


Bild 25: Die ersten 64 von 256 unter gleichen Bedingungen abgeleiteten EEG-Abschnitten wurden ohne (a1) und mit (b1) dem neuentwickelten Artefaktunterdrückungsverfahren gemittelt. Durch die Artefaktunterdrückung kann eine Verminderung der mitberechneten Standardabweichung (a2 u. b2) und eine deutliche Annäherung an das Mittelungsergebnis der 256 EEG-Abschnitte erreicht werden (Standardabweichung 12,5-fach überhöht).

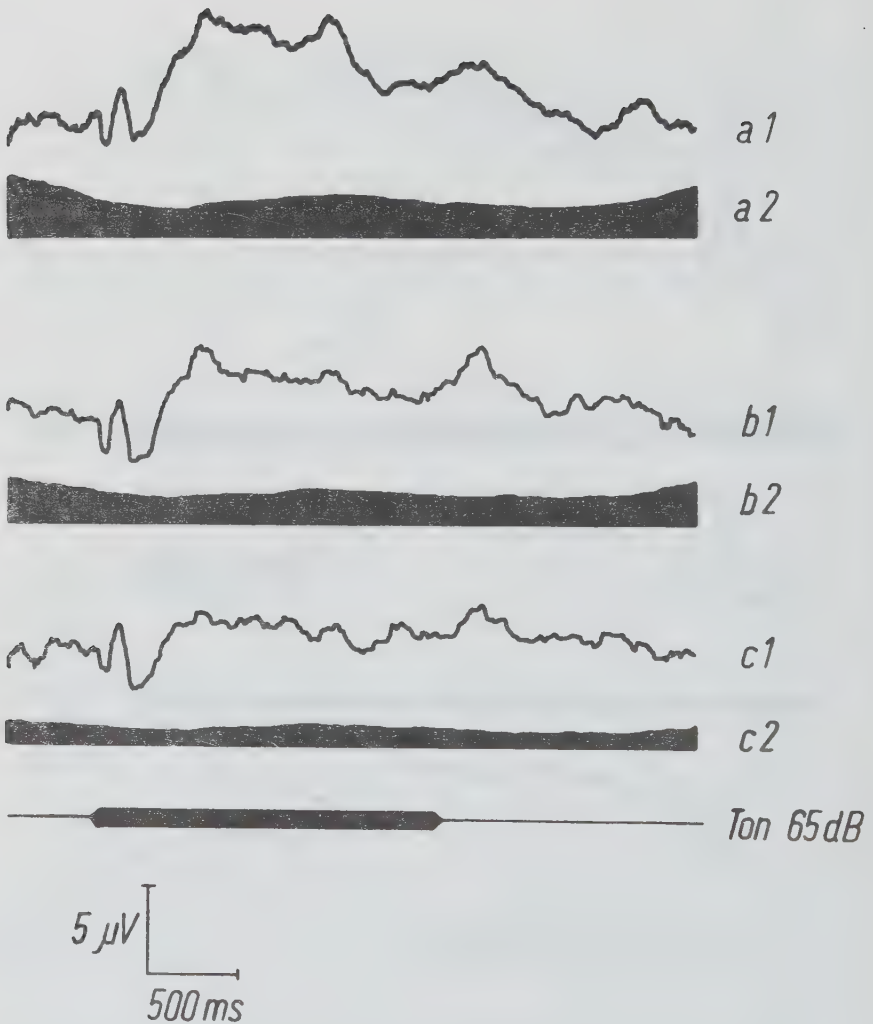


Bild 26: 306 stark artefaktkontaminierte EEG-Abschnitte wurden ohne Artefaktunterdrückung (a), mit Artefaktunterdrückung durch den Ausschluß artefaktenthaltender EEG-Abschnitte (b) und mit der neuentwickelten Artefaktunterdrückung (c) gemittelt. Die Standardabweichung wurde jeweils miterrechnet (a2-c2). Die Standardabweichung wird durch die Artefaktunterdrückung mittels Ausschluß von EEG-Abschnitten mäßig, mittels des neuentwickelten Artefaktunterdrückungsverfahrens deutlich vermindert (Standardabweichung 32-fach überhöht).

Zu allen drei Mittelungen wurde auch jeweils die Standardabweichung als Maß für die Artefaktbeeinflussung errechnet.

Während mittels der Artefaktunterdrückung durch Ausschluß ganzer EEG-Abschnitte von der Mittelung die Standardabweichung kaum gesenkt werden kann, ist sie bei Anwendung des artefaktspezifischen Artefaktunterdrückungsverfahrens deutlich geringer.

Mit der neu entwickelten spezifischen Artefaktunterdrückung konnte der Artefakteinfluß deutlich verringert werden, ohne die akustisch evozierten Potentiale zu verfälschen.

Dieses Verfahren beeinflusst die EEG-Abschnitte nur bei den Meßwerten, die durch Artefakte gestört sind, während die übrigen Meßwerte unbeeinträchtigt bleiben. Diese gestörten Meßwerte werden artefaktspezifisch behandelt und entweder eliminiert (bei niederfrequenten Artefakten) oder gezielt artefaktbereinigt (bei hochfrequenten Artefakten).

Daher ist dieses Verfahren den im Kap. VI gezeigten Methoden der analogen und digitalen Hoch- und Tiefpass-Filterung überlegen, bei denen sowohl artefaktbehaftete als auch artefaktfreie Meßwerte ungezielt beeinflusst werden, wodurch es zu größeren Potentialverfälschungen kommt. In Abhängigkeit vom Ergebnis kann nach der Anwendung des neuen Verfahrens noch eine digitale Filterung durchgeführt werden, um etwa bei der automatischen Auswertung störende Doppelgipfel zu beseitigen.

Gegenüber der Artefaktelimination durch den Ausschluß der gesamten artefaktenthaltenden EEG-Abschnitte von der Mitteilung besteht der wesentliche Vorteil, daß das neue Verfahren mit wesentlich geringerem Informationsverlust arbeitet und so zu einer Verkürzung der Untersuchungszeit beitragen kann.

Doch ist auch dieses neue Artefaktunterdrückungsverfahren kein Allheilmittel, und auch seine Möglichkeiten zur Unterdrückung von Artefakten sind begrenzt. Die Verhinderung von Artefakten durch geeignete Anweisungen an den Probanden, passende Lagerung und der Untersuchung angepaßte Elektrodenplatzierung ist nach wie vor die beste Methode zur Regi-

strierung von für eine Diagnose verwertbaren evozierten Potentialen.

Die gemeinsame Anwendung dieser Methoden der Artefaktverhütung und des neuen artefaktspezifischen Artefaktunterdrückungsverfahrens ist ein aussichtsreicher Weg, auch bei schwierig zu untersuchenden Probanden mit späten akustisch evozierten Potentialen zu einer gut durchführbaren, nicht-invasiven und aussagekräftigen Audiometrie zu finden.

11.

LITERATURVERZEICHNIS

Barfod, J.; Salomon, G.: Problems and methods in pedoaudio-logical ERA.

In: Evoked electrical activity in the auditory nervous system, (Eds.): Naunton, R.F.; Fernández C., Academic Press, New York (1978).

Barlow, J.S.; Rémond, A.: Eye movement artifact nulling in EEGs by multichannel on-line EOG subtraction. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 52, 418-423 (1981).

Beatty, J.; Figueroa, C.: The detection and treatment of artifacts in computer-controlled neurophysiological experiments. *Behavior Research Methods & Instrumentation* 7, 179-182 (1975).

Berger, H.: Über das Elektroenkephalogramm des Menschen. *Arch. f. Psychiat.* 87, 527-570 (1929).

Brackmann, D.E.: Electric response audiometry in a clinical practice. *Laryngoscope* 87, Suppl. 5 (1977).

Burian, K.: Der heutige Stand der objektiven Audiometrie (ERA). *Laryngol. Rhinol. Otol.* 55, 333-342 (1976).

Cannings, R.: Characteristics of averaged evoked potentials: Correction of distortions introduced by recording equipment. *J. Physiol.* 292, 8P-9P (1979).

Caton, R.: The electric currents of the brain. Br. Med. J. 2, 278 (1875).

Coles, R.R.A.: Objective audiometry: A general and historical review. J. Laryngol. Otol. 91, 639-654 (1977).

Corby, J.C.; Kopell, B.S.: Differential contributions of blinks and vertical eye movements as artifacts in EEG recording. Psychophysiology 9, 640-644 (1972).

David, E.; Finkenzeller, P.; Kallert, S.; Keidel, W.D.: Korrelationsanalyse von gemittelten und ungemittelten evozierten Potentialen. Kybernetik 9, 22-26 (1971).

Davis, H.: Sedation of young children for electric response audiometry (ERA). Audiology 12, 55-57 (1973).

Davis, P.A.: Effects of acoustic stimuli on the waking human brain. J. Neurophysiol. 2, 494-499 (1939).

Dawson, G.D.: A summation technique for detecting small signals in a large irregular background. J. Physiol. 115, 2P-3P (1951).

Dawson, G.D.: A summation technique for the detection of small evoked potentials. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 6, 65-84 (1954).

Dawson, W.W.; Doddington, H.W.: Phase distortion of biological signals: Extraction of signals from noise without phases error. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 34, 207-211 (1973).

Debecker, J.; Carmeliet, J.: Automatic suppression of eye movement and muscle artifacts when averaging tape recorded cerebral evoked potentials. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 37, 513-515 (1974).

Demaire, C.; Coquery, J.-M.: Effects of selective attention on the late components of evoked potentials in man. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 42, 702-704 (1977).

Desmedt, J.E.: Some observations on the methodology of cerebral evoked potentials in man.
In: Attention, voluntary contraction and event-related cerebral potentials, (Ed.): Desmedt, J.E., *Prog. clin. Neurophysiol.* 1, 12-29, Karger, Basel (1977).

Donchin, E.; Callaway, E.; Cooper, R.; Desmedt, J.E.; Goff, W.R.; Hillyard, S.A.; Sutton, S.: Publication criteria for studies of evoked potentials (EP) in man.
In: Attention, voluntary contraction and event-related cerebral potentials, (Ed.): Desmedt, J.E., *Prog. clin. Neurophysiol.* 1, 1-11, Karger, Basel (1977).

Finkenzeller, P.: Gemittelte EEG-Potentiale bei olfactorischer Reizung. *Pflügers Arch. ges. Physiol.* 292, 76-80 (1966).

Finkenzeller, P.: Die Mittelung von Reaktionspotentialen.
Kybernetik 6, 22-44 (1969).

Finkenzeller, P.: Datenverarbeitung im physiologischen Labor.
Medizinal-Markt/Acta Medico Technica 18, 50-54 (1970).

Finkenzeller, P.: Auditory evoked potentials - late cortical responses.

In: Auditory investigation: The scientific and technological basis, (Ed.): Beagley, H.A., 507-525, Clarendon Press, Oxford (1979a).

Finkenzeller, P.: Neurophysiological correlates of auditory perception. Arbeitberichte 12, Institut für Phonetik Universität Kiel, 157-164 (1979b).

Finkenzeller, P.: Die Entwicklung von Ohrprothesen - ein Beitrag zur Physiologie des Hörens. Fortschritte der Akustik, Plenarvorträge und Kurzreferate der 8. Tagung der Deutschen Arbeitsgemeinschaft für Akustik, 77-82 (1981).

Finkenzeller, P.; Keidel, W.D.: Correlates of auditory perception in averaged perstimulatory EEG-DC-recordings. In: Quantitative analysis of the EEG, (Eds.): Matejcek, M.; Schenk, G.K. (1975).

Finkenzeller, P.; Thumfart, W.; Fellner, E.: Encoding process of speech sounds in the auditory system.

In: Experimental brain research Suppl. 2, Hearing mechanisms and speech, (Eds.): Creutzfeldt, O.; Scheich, H.; Schreiner, C., 152-158, Springer Verlag, Berlin (1979).

Gevins, A.S.; Yeager, C.L.; Zeitlin, G.M.; Ancoli, S.; Dedon, M.F.: On-line computer rejection of EEG-artifact. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 42, 267-274 (1977).

Girton, D.G.; Kamiya, J.: A simple on-line technique for removing eye movement artifacts from the EEG. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 34, 212-216 (1973).

Goff, G.D.; Matsumiya, Y.; Allison, T.; Goff, W.R.: The scalp topography of human somatosensory and auditory evoked potentials. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 42, 57-76 (1977).

Hillyard, S.A.; Galambos, R.: Eye movement artifact in the CNV. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 28, 173-182 (1970).

Hink, R.F.; Voorhis, S.T.; Hillyard, S.A.; Smith, T.S.: The division of attention and the human auditory evoked potential. Neuropsychologia 15, 597-605 (1977).

Hönerloh, H.-J.; Kletti, J.: Filterung und Glättung von ERA-Potentialen. Arch. Otorhinolaryngol. 221, 135-141 (1978).

Hönerloh, H.-J.; Kletti, J.: Ein Verfahren zur Objektivierung von ERA-Messungen. *Laryngol. Rhinol. Otol.* 60, 178-180 (1981).

Hood, D.C.: Evoked cortical response audiometry.

In: *Physiological measures of the audio-vestibular system*, (Ed.): Bradford, L.J., 349-370, Academic Press, New York (1975).

Jasper, H.H.: The ten twenty electrode system of the International Federation. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 10, 371-375 (1958).

Johannsen, H.S.: Elimination of movement artifacts in evoked response audiometry in infants. *Journal of Auditory Research* 11, 351-356 (1971).

John, E.R.; Karmel, B.Z.; Corning, W.C.; Easton, P.; Brown, D.; Ahn, H.; John, M.; Harmony, T.; Prichep, L.; Toro, A.; Gerson, I.; Bartlett, F.; Thatcher, R.; Kaye, H.; Valdes, P.; Schwartz, E.: *Neurometrics*. Science 196, 1393-1410 (1977).

Karnahl, T.; Scheerer, S.; Zöllner, C.: Aufbereitung und Verarbeitung klinischer ERA-Daten mit einem kleinen Laborrechner: vorläufige Erfahrungen und Ergebnisse für die späte, akustisch evozierte Potentialkomponente N1. *Laryngol. Rhinol. Otol.* 56, 937-943 (1977).

Karnahl, T.; Stange, G.: Ergebnisse bei der Standardisierung der "Electric response audiometry" (ERA). Arch. klin. exp. Ohr.- Nas.- Kehlk.heilkunde 202, 452-457 (1972).

Keidel, W.D.: Einfaches elektronisches Rechenwerk zur Mittelwertsbildung statistisch streuender periodischer bioelektrischer Potentiale. Pflügers Arch. ges. Physiol. 268, 71 (1958).

Keidel, W.D.: Elektronisches Rechenwerk zur Mittelwertsbildung statistisch streuender periodischer bioelektrischer Potentiale. Zeitschrift für Biologie 111, 54-66 (1959).

Keidel, W.D.: DC-potentials in the auditory evoked response in man. Acta Otolaryng. 71, 242-248 (1971).

Keidel, W.D.: The DC-potential in the human cortical evoked response, a new contribution to the objective audiometry. J. fr. Otorhinolaryngol. 21, 153-158 (1972).

Keidel, W.D.: Informationsverarbeitung.

In: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie, (Ed.): Keidel, W.D., Thieme Verlag, Stuttgart (1973).

Keidel, W.D.: The physiological background of the electric response audiometry.

In: Handbook of sensory physiology, Vol. V/3 Auditory system, (Eds.): Keidel W.D.; Neff, W.D., 105-231, Springer Verlag, Berlin (1976).

Keidel, W.D.: Late cortical-evoked responses in clinical use. *Audiology* 19, 16-35 (1980).

Keidel, W.D.; Innitzer, J.; Neuhäuser, G.; Plattig, K.-H.: Electroencephalographical audiometry of the new-born. *J.fr.Otorhinolaryngol* 22, 671-683 (1973).

Keidel, W.D.; Kallert, S.: Physiologie des afferenten akustischen Systems.
In: Hals- Nasen- Ohrenheilkunde in Praxis und Klinik.
Bd. 5: Ohr I, (Ed.): Zöllner, F., Thieme Verlag, Stuttgart (1979).

Kooi, K.A.; Tipton, A.C.; Marshall, R.E.: Polarities and field configurations of the vertex components of the human auditory evoked response: A reinterpretation. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 31, 166-169 (1971).

Krogh, H.J.: The concept of a portable and programmable tape-recorder equipment for use with electric-response audiometry. *Med.& Biol. Eng.& Comput.* 15, 179-183 (1977).

Larsson, L.-E.: Can the non-specific EEG-response be an artefact caused by scalp movement? *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 12, 502-504 (1960).

Maresch, H.: Anwendung von Optimalfiltern und Methoden der Wahrscheinlichkeitsrechnung zur Verbesserung des Signal-Störabstandes und zur statistischen Untersuchung von evozierten Potentialen. Diss. Graz (1977).

- Maresch, H.; Pfurtscheller, G.; Aranibar, A.; Schuy, S.:
Measurement of evoked potentials during CNV task.
In: Evoked potentials, proceedings of an international
evoked potentials symposium held in Nottingham, England.
(Ed.): Barber, C., Lancaster (1980).
- Matsuo, F.; Peters, J.F.; Reilly, E.L.: Electrical phenomena
associated with movement of the eyelid. *Electroenceph.
clin. Neurophysiol.* 38, 507-511 (1975).
- McCallum, W.C.; Grey Walter, W.: The effects of attention
and distraction on the contingent negative variation in
normal and neurotic subjects. *Electroenceph. clin. Neuro-
physiol.* 25, 319- 329 (1968).
- Overton, D.A.; Shagass, C.: Distribution of eye movement and
eyeblick potentials over the scalp. *Electroenceph. clin.
Neurophysiol.* 27, 546 (1969).
- Papakostopoulos, D.; Winter, A.; Newton, P.: New techniques
for the control of eye potential artefacts in multichannel
CNV recordings. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 34,
651-653 (1973).
- Pedersen, P.; Karnahl, T.; Zöllner, C.: "On-line artefact-
rejection" bei der Electric Response Audiometry (ERA).
Arch. Oto-Rhino-Laryngol. 218, 9-17 (1977).

Pfurtscheller, G.: Die additive Mittelung ausgewählter und latenzkorrigierter reizsynchroner EEG-Muster bei der objektiven Audiometrie. Arch. klin. exp. Ohr.-Nas.-Kehlk.-heilkunde 202, 448-452 (1972).

Pfurtscheller, G.; Cooper, R.: Selective averaging of the intracerebral click evoked responses in man: An improved method of measuring latencies and amplitudes. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 38, 187-190 (1975).

Picton, T.W.; Hillyard, S.A.; Krausz, H.I.; Galambos, R.: Human auditory evoked potentials. I: Evaluation of components. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 36, 179-190 (1974).

Picton, T.W.; Smith, A.D.: The practice of evoked potential audiometry. Otolaryngol. Clin. North. Am. 11, 263-282 (1978).

Picton, T.W.; Woods, D.L.; Baribeau-Braun, J.; Healey, T.M.G.: Evoked potential audiometry. J. Otolaryngol. 6, 90-119 (1977).

Prevec, T.S.; Ribarić, K.: Improved contingent negative variation audiometry. Audiology 19, 457-468 (1980).

Quilter, P.M.; Mac-Gillivray, B.B.; Wadbrook, D.G.: The removal of eye movement artefact from EEG signals using correlation techniques.

In: Random signal analysis. Institution of Electrical Engineers Conference Publication 159, 95-100 (1977).

Salomon, G.: Electric response audiometry (ERA) from the vertex in paedoaudiology: Technical basis, clinical results, and new developments. Journal of audiological Technique 15 (1976).

Salomon, G.; Beck, O.; Elberling, C.: The role of sedation in ERA from the vertex. Audiology 12, 150-166 (1973).

Satterfield, J.H.: A system for selection of responses for averaging. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 21, 86-88 (1966).

Schimmel, H.: The (+/-) reference: Accuracy of estimated mean components in average response studies. Science (Washington) 157, 92-94 (1967).

Skogstad Nielsen, S.; Salomon, G.; Elberling, C.: Evoked response audiometry from the vertex using an IBM 1800 timesharing system in clinical use. Computer Progr. Biomed. 2, 24-35 (1971).

Soda, T.; Kato, T.; Ikeda, I.; Matsuoka, S.: Our new methods of clinical evaluation in computer audiometry. Arch. klin. exp. Ohr.- Nas.- Kehlk.Heilk. 198, 102-106 (1971).

Specht, H.v.; Kevanishvili, Z.S.: The reliability of averaging technique in registration of slow auditory evoked potentials in man. Arch. Oto-Rhino-Laryngol. 214, 185-190 (1977).

Spreng, M.: Über die Messung der Frequenzgruppe und der Integrationszeit des menschlichen Gehörs durch vom Schall abhängige Hirnspannungen längs der Kopfhaut. Diss. Stuttgart (1967).

Spreng, M.: Zusatzmethoden zur Verbesserung der Aussagekraft gemittelter evozierter Potentiale. Z. EEG-EMG 3, 49-56 (1972).

Spreng, M.: Artefact recognition and diazepam in electric response audiometry. Audiology 12, 137-149 (1973).

Stange, G.: Clinical use of auditory evoked potentials. Rev. Laryngol. Otol. Rhinol. 97, Suppl., 574-590 (1976).

Storm van Leeuwen, W.; Lopes da Silva, F.H.; Kamp, A.(Eds.): Evoked responses.
In: Handbook of elektroencephalography and clinical neurophysiology, (Ed.:) Remond, A., Vol. 8A, Elsevier, Amsterdam (1975).

Vaughan jr., H.G.; Ritter, W.: The sources of auditory evoked responses recorded from the human scalp. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 28, 360-367 (1970).

Wasman, M.; Morehead, S.D.; Lee, H.Y.; Rowland, V.: Interaction of electro-ocular potentials with the contingent negative variation. Psychophysiology 7, 103-111 (1970).

Whitton, J.L.; Lue, F.; Moldofsky, H.: A spectral method for removing eye movement artifacts from the EEG. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 44, 735-741 (1978).

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. W. D. Keidel, der es mir ermöglicht hat, diese Arbeit in seinem Institut unter seinem steten Interesse und Wohlwollen zu erstellen. Des weiteren danke ich ihm für die Überlassung der zahlreichen technischen Einrichtungen und das gute Arbeitsklima in seinem Institut.

Herrn Prof. Dr. P. Finkenzeller danke ich für die Stellung des Themas, zahlreiche Anregungen, seine stete Bereitschaft zu zahlreichen fruchtbaren Diskussionen und seine Unterstützung bei der Erstellung der notwendigen Computerprogramme.

Frl. H. Brosch danke ich für die sorgfältige Ausführung der graphischen Darstellungen.

Meinen Versuchspersonen danke ich für Ihre Bereitschaft, sich den Mühen der Messungen zu unterziehen.

LEBENS LAUF

- 1957 geboren am 17. Juni in Nürnberg als Sohn des
 Pfarrers Dr. Karl Leipziger und der Hausfrau
 Marianne Leipziger, geb. Kesel
- 1963-1967 Grundschohle in Nürnberg
- 1967-1975 Melanohthon-Gymnasium Nürnberg
- 1975-1977 Zivildienst am Laurentius-Krankenhaus
 Rummelsberg, gleichzeitig Ausbildung zum
 Krankenpflegehelfer
- 1976-1977 Studium der Mathematik und Physik in
 Erlangen
- 1977-1983 Studium der Medizin in Erlangen
- 1983 Ärztliche Prüfung am 26. April bestanden,
 die Approbation als Arzt wurde mir am 11.
 Mai erteilt

